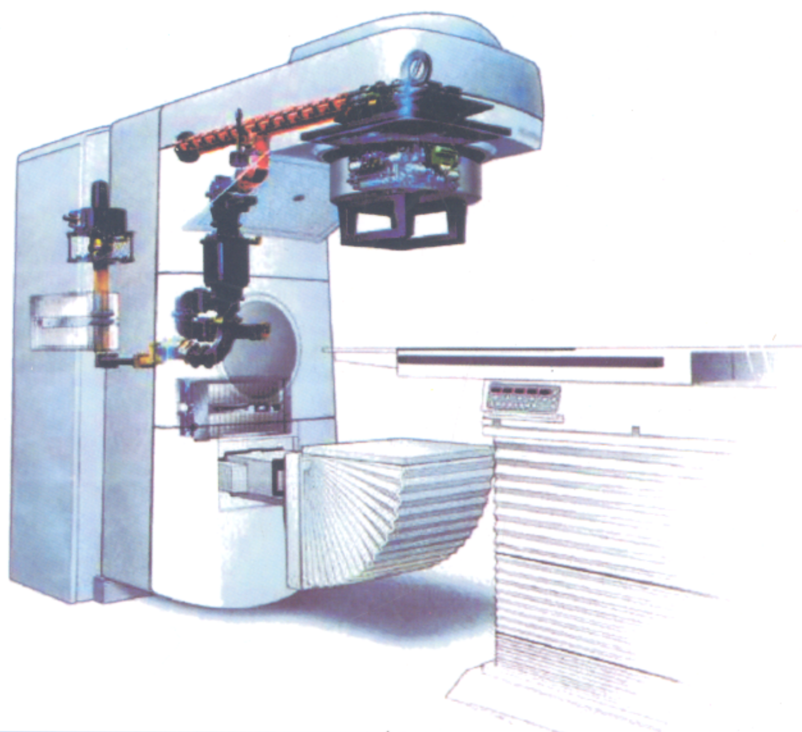
ThS. NGUYỄN THÁI HÀ
PGS.TS. NGUYỄN ĐỨC THUẬN

Y HỌC HẠT NHÂN VÀ KỸ THUẬT XẠ TRỊ





NHÀ XUẤT BẢN BÁCH KHOA - HÀ NỘI

SÁCH CHÀO MỪNG 50 NĂM TRƯỜNG ĐHBK HÀ NỘI

Ths. NGUYỄN THÁI HÀ
PGS. TS. NGUYỄN ĐỨC THUẬN

Y HỌC HẠT NHÂN VÀ KỸ THUẬT XẠ TRỊ

NHÀ XUẤT BẢN BÁCH KHOA – HÀ NỘI

Mã số: 473 –2006/CXB/05–52/BKHN

MỤC LỤC

LỜI NÓI ĐẦU

Theo thống kê của Tổ chức y tế thế giới, tỷ lệ tử vong trên thế giới do bệnh ung thư rất cao. Hàng năm có khoảng gần 10 triệu trường hợp mắc ung thư và trên 8 triệu người đã chết do bệnh này. Ở Việt Nam, mỗi năm ước tính có khoảng 150.000 ca ung thư mới và trong đó có trên 50.000 ca tử vong.

Những thập kỷ gần đây, với sự phát triển mạnh mẽ của công nghệ sinh học, việc nghiên cứu ung thư đã có những tiến bộ vượt bậc (những cơ chế gây bệnh, những yếu tố về phân tử, về gen có liên quan tới đến ung thư), vì thế mà tìm ra được một số hướng dự phòng, chẩn đoán chính xác hơn và điều trị có hiệu quả hơn.

Những cách điều trị bệnh cơ bản gồm: Điều trị bằng phẫu thuật, điều trị bằng tia xạ và điều trị bằng hóa chất. Điều trị bằng tia xạ là phương pháp dùng chùm tia điện tử hoặc photon có năng lượng thích hợp và dựa vào tính chất ion hóa, tác động về mặt sinh học của chùm tia để tiêu diệt tế bào ung thư. Đây là một trong những phương pháp điều trị bệnh hữu hiệu nhất nhưng vẫn có mặt hạn chế là bệnh nhân phải chấp nhận một rủi ro nhất định do bức xạ ion hóa đi vào cơ thể.

Ở nước ta, nhiều bệnh viện có khoa điều trị ung thư đã được trang bị các thiết bị chẩn đoán bằng đồng vị phóng xạ như PET, SPECT, Gamma Camera và điều trị bằng bức xạ ion hóa rất hiện đại như máy gia tốc tuyến tính, xạ trị áp sát nạp nguồn sau từ xa với suất liều cao,... Tuy nhiên, sự hiểu biết và khai thác các thiết bị này còn rất hạn chế, các cán bộ kỹ thuật được đào tạo đúng lĩnh vực này còn rất ít.

Xuất phát từ thực tế như vậy, cùng với hy vọng cung cấp những khái niệm cơ bản nhất trong lĩnh vực Y học hạt nhân và Kỹ thuật xạ trị, chúng tôi biên soạn cuốn sách này nhằm phục vụ cho sinh viên chuyên ngành Điện tử y sinh đang được đào tạo tại trường Đại học Bách khoa Hà nội và một số trường khác trong cả nước. Tài liệu này cũng có thể dùng tham khảo cho các kỹ sư, các kỹ thuật viên đang công tác tại bệnh viện, cơ sở y tế, viện nghiên cứu, các công ty thiết bị y tế và những người đang tìm hiểu về lĩnh vực này.

Cuốn sách được biên soạn bao gồm hai phần: Phần đầu về Kỹ thuật xạ trị và phần hai về Y học hạt nhân. Phần đầu trình bày các khái niệm liên quan đến thể tích bia và sự phân phối liều, quá trình mô phỏng điều trị và phân bố liều cho các trường chiếu, các nguyên nhân gây nên ung thư và các bước trong quá trình điều trị. Nội dung chính của phần này tập trung vào những khái niệm cơ bản về máy gia tốc; nguyên lý gia tốc

thẳng; những bộ phận cấu thành máy gia tốc tuyến tính và quá trình điều trị cho bệnh nhân bằng máy gia tốc.

Phần hai trình bày về việc sử dụng các đồng vị phóng xạ cho chẩn đoán hình ảnh và điều trị trong y học hạt nhân. Các phương pháp chẩn đoán hình ảnh bao gồm: Gamma camera, tạo ảnh bằng phát xạ positron (PET), tạo ảnh bằng phát xạ photon đơn (SPECT). Ngoài ra cuốn sách còn trình bày về điều trị bằng nguồn phóng xạ kín (xạ trị áp sát), các đồng vị phóng xạ thường dùng trong xạ trị áp sát, xạ trị áp sát nạp nguồn bằng tay và từ xa, quản lý và lưu trữ các nguồn kín. Phần cuối của chương này trình bày về thiết bị xạ trị Coban-60: cấu tạo và nguyên lý hoạt động, sự phát triển trong thiết kế thiết bị hiện nay.

Cuốn sách được hoàn thành với sự cố gắng của nhóm tác giả cùng với sự hợp tác của nhiều chuyên gia kỹ thuật tại các bệnh viện, viện nghiên cứu tại Việt Nam. Chúng tôi xin gửi lời cảm ơn chân thành đến các cán bộ, chuyên gia, các kỹ thuật viên tại một số bệnh viện, viện nghiên cứu đã giúp đỡ chúng tôi trong lĩnh vực Điện tử Y sinh nói chung và Y học hạt nhân - Kỹ thuật xạ trị nói riêng.

Tuy nhiên, đây cũng là lần đầu tiên cuốn sách được biên soạn nên không tránh khỏi những thiếu sót. Chúng tôi rất mong nhận được sự đóng góp quí báu của độc giả để cuốn sách được hoàn thiện hơn.

Mọi ý kiến đóng góp xin gửi về **Bộ môn Công nghệ Điện tử và Kỹ thuật Điện tử Y sinh** - Khoa Điện tử Viễn thông - Phòng 307 - C9, Trường Đại học Bách khoa Hà nội. Số 1 Đại Cồ Việt, Hai Bà Trưng, Hà nội. Điện thoại: 04-8682099.

THAY MẶT NHÓM TÁC GIẢ

PGS. TS. Nguyễn Đức Thuận

Phần I

KỸ THUẬT XẠ TRỊ

Chương 1

KHÁI NIỆM CHUNG VỀ KỸ THUẬT XẠ TRỊ

1.1. GIỚI THIỆU CHUNG

Ung thư học là một lĩnh vực trong y tế có liên quan đến việc nghiên cứu các khối u. Ung thư là một tập hợp các bệnh được biểu thị bởi sự phát triển và lan rộng khối u. "Vấn đề ung thư" là một vấn đề chăm sóc sức khoẻ có ý nghĩa nhất ở Châu Âu, vượt qua cả bệnh tim và là nguyên nhân dẫn đến tỉ lệ tử vong cao. Ở Canada và Mỹ có tới 130000 và 1200000 người mỗi năm được chẩn đoán là mắc bệnh ung thư. Có hơn một phần ba số người đó sẽ bị phát triển thành bệnh ung thư và khoảng một phần tư số người sẽ bị chết bởi căn bệnh này. Khoảng một nửa những người bị bệnh ung thư sẽ được điều trị bằng tia xạ. Phẫu thuật và dùng hoá chất cũng là những phương pháp phổ biến khác để điều trị bệnh ung thư.

Ung thư học phóng xạ (oncology) là một cách điều trị đơn giản và khoa học cho các bệnh nhân ung thư bằng cách sử dụng bức xạ ion hoá một mình hoặc kết hợp với một số phương thức điều trị khác. Đôi khi một số bệnh nhân ung thư không ác tính được điều trị bằng các bức xạ ion hoá, hoặc điều trị bằng các bức xạ không ion hoá như điều trị quang động (photodynamic therapy) (bằng ánh sáng) hay bằng nhiệt độ cao (hyperthermia).

Điều trị bằng tia xạ (xạ trị) là quá trình điều trị có sử dụng bức xạ ion hoá hoặc phóng xạ cho quá trình điều trị nhiều bệnh khác nhau. Mục đích của xạ trị là nhằm đưa một liều phóng xạ rất chính xác tới một thể tích bia đã xác định với một mức độ tổn thương nhỏ nhất cho các mô lành bao quanh, kết quả là sẽ loại trừ bệnh tật, kéo dài được sự sống hay cải thiện chất lượng cuộc sống. Do đó, kỹ thuật xạ trị được xây dựng để chữa bệnh hoặc làm nhẹ bớt những biểu hiện của bệnh tật một cách hiệu quả. Ở các nước

phương Tây, số bệnh nhân được điều trị bằng tia xạ cũng xấp xỉ với số bệnh nhân nhận được các điều trị dứt điểm và những người được điều trị để giảm nhẹ bệnh.

1.2. LỊCH SỬ PHÁT TRIỂN

Roentgen phát hiện ra tia X vào năm 1895 và Becquerel phát hiện ra tia γ vào năm 1896. Roentgen đã miêu tả hầu hết các tính chất cơ bản của tia X, bao gồm cả khả năng đâm xuyên qua mô cơ thể của chúng để mang lại các hình ảnh chẩn đoán về xương. Đây là công cụ đầu tiên (công cụ khác là dao mổ) mà các bác sĩ có thể sử dụng để quan sát các cấu trúc bên trong cơ thể và sau đó nó sớm được sử dụng rộng rãi. Các ảnh hưởng xấu của bức xạ khi đó cũng chưa được phát hiện ngay và các nhân viên làm việc với bức xạ thời kỳ đầu này đã phải chịu những tổn thương nghiêm trọng do tia xạ, đặc biệt là hai bàn tay.

Vào năm 1902, Marie Curie đã thành công trong việc phân lập 0,1g radium. Pierre Curie đã chiếu xạ bàn tay ông bằng bức xạ phát từ radium và nghiên cứu vết bỏng tạo ra. Becquerel đã bị bỏng bởi một lọ nhỏ radium mà ông mang theo trong túi áo khoác. Từ kết quả nghiên cứu mà Curie và Becquerel đăng trên một tờ báo, một bác sĩ ở Pháp đã bắt đầu sử dụng radium trong việc điều trị ung thư và sau đó, vào năm 1903, các nhà máy đã được xây dựng ở Pháp và Mỹ để sản xuất radium. Vào năm 1921, nước Mỹ đã tặng Curie 1g radium, một phần năm lượng radium đã được tách ra ở Mỹ.

Vào năm 1934, Frederic Joliot và Irene Curie đã tạo ra chất photpho phóng xạ bằng cách bắn phá nhôm bằng hạt α và do đó tạo ra chất đồng vị đầu tiên không xuất hiện từ tự nhiên. Ngay sau đó, Fermi đã điều chế các chất đồng vị phóng xạ nhân tạo bằng cách bắn phá hạt neutron, cách đó hiện nay là cách quan trọng nhất để tạo ra các đồng vị phóng xạ. Fermi và một số lớn các nhà khoa học đã tạo ra chuỗi phản ứng hạt nhân tự duy trì đầu tiên vào năm 1942. Lò phản ứng hạt nhân, được cung cấp một số lượng lớn các hạt neutron, có thể tạo ra các đồng vị phóng xạ nhân tạo dùng cho việc chẩn đoán và điều trị.

Việc Wilhelm Conrad Roentgen phát hiện ra tia X vào năm 1895 đã là một cuộc cách mạng trong lĩnh vực y tế. Trong những năm sau khi phát hiện

ra tia X. Henri Becquerel và Marie Curie đã phát hiện, nghiên cứu chất phóng xạ và đã lập nên một giai đoạn phát triển các công cụ mới về chẩn đoán và điều trị. Trong vòng một năm sau khi được phát hiện, phóng xạ đã được sử dụng trong việc điều trị các bệnh ác tính. Bệnh nhân đầu tiên được điều trị bằng tia xạ là vào năm 1899. Sự hăng hái lúc ban đầu đối với việc điều trị ung thư bằng phóng xạ, đặc biệt đối với các bệnh ung thư trên bề mặt, đã sớm bị chững lại do bệnh lại tái phát hoặc làm tổn thương các mô lành. Việc sử dụng *brachytherapy* có cài thêm các kim và ống radium vào các vùng bị bệnh trong cơ thể đã phát triển nhanh chóng kể từ khi nó được sử dụng lần đầu tiên vào năm 1910. Vào năm 1913, Coolidge đã phát minh ra ống tia X-quang với mức năng lượng đỉnh là 140 kV và vào năm 1922, đã có tia X với mức năng lượng 200 kV dùng cho các thương tổn nằm ở vị trí sâu trong cơ thể.

Vào đầu năm 1911, Regaud đã làm một loạt các nghiên cứu nhằm mô tả các thuận lợi của việc điều trị cắt phân đoạn, chiếu xạ nhiều ngày đối với cùng một vị trí điều trị. Coutard và nhiều người khác sớm áp dụng các kỹ thuật này để điều trị cho các bệnh nhân bị các bệnh ung thư đầu và cổ, sau đó là các bệnh ung thư cổ tử cung. Điều đó đã hình thành cơ sở sinh học chuyên dùng cho kỹ thuật xạ trị hiện đại. Vào những năm 30 và 40, các hệ thống tính toán brachytherapy đã phát triển cùng với hệ thống Manchester tạo nên một trong số các hệ thống nổi bật nhất trong các nước nói tiếng Anh. Vào những năm 40, các máy gia tốc hạt được giới thiệu và betatron trở nên có giá trị đối với việc điều trị tia X ở năng lượng megavolt. Vào ngày 27 tháng 10 năm 1951, bệnh nhân đầu tiên trên thế giới đã được điều trị bằng tia gamma Coban-60. Có lẽ ảnh hưởng lớn nhất lên kỹ thuật xạ trị hiện đại là sự phát minh ra máy gia tốc tuyến tính vào những năm 60, từ đó cho tới nay đã có một số lượng lớn các bệnh nhân được điều trị bằng tia xạ ở các nước đã phát triển sử dụng công nghệ này.

Sự xác định chính xác vị trí của khối u và các tổ chức nguy cấp liền kề là một yêu cầu quan trọng đối với điều trị bằng tia xạ. Vào cuối những năm 1970, chụp cắt lớp điện toán (computerized tomography) được đưa ra như một công cụ mới cho việc lập phác đồ điều trị. Những tiến bộ hơn nữa trong việc tạo ảnh cho lập phác đồ điều trị chính là sự ra đời của tạo ảnh cộng hưởng từ (MRI), đặc biệt đối với các khối u thuộc hệ thần kinh trung ương (CNS) và các mô mềm.

Kỹ thuật xạ trị theo không gian ba chiều là sự tiến bộ gần đây nhất trong việc điều trị cho các bệnh nhân bị các bệnh ác tính. Kỹ thuật xạ trị theo không gian ba chiều đòi hỏi phải sử dụng các thông tin hình ảnh chẩn đoán chi tiết từ một loạt các phương pháp khác nhau như máy X-quang thường qui, CT, cộng hưởng từ, tạo ảnh bằng y học hạt nhân như chụp cắt lớp điện toán bằng phát xạ photon đơn (SPECT), chụp cắt lớp bằng phát xạ positron (PET), hay siêu âm để xác định chính xác thể tích bia liên quan và các mô bình thường bao quanh. Việc sử dụng các máy móc điều trị bằng tia xạ phức tạp dưới sự điều khiển của máy tính, một liều xạ cao có thể được chiếu rất chính xác tới thể tích bia mong muốn trong khi giữ cho các mô lành bên cạnh liều tối thiểu.

1.3. QUÁ TRÌNH ĐIỀU TRỊ BẰNG TIA XẠ

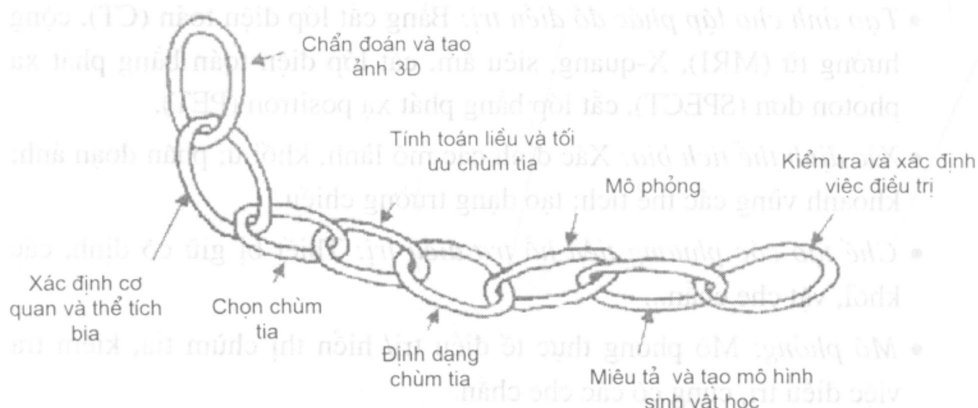
Quá trình điều trị bằng tia xạ đối với các bệnh ác tính rất phức tạp và liên quan đến nhiều khâu, cụ thể là:

- *Chẩn đoán và đánh giá lâm sàng:* Xác định mầm bệnh khối u.
- *Các quyết định điều trị:* Các phương thức điều trị hoàn toàn hay giảm nhẹ bệnh.
- *Tạo ảnh cho lập phác đồ điều trị:* Bằng cắt lớp điện toán (CT), cộng hưởng từ (MRI), X-quang, siêu âm, cắt lớp điện toán bằng phát xạ photon đơn (SPECT), cắt lớp bằng phát xạ positron (PET).
- *Xác định thể tích bia:* Xác định các mô lành, khối u; phân đoạn ảnh; khoanh vùng các thể tích; tạo dạng trường chiếu.
- *Chế tạo các phương tiện hỗ trợ điều trị:* Thiết bị giữ cố định, các khối, vật che chắn...
- *Mô phỏng:* Mô phỏng thực tế điều trị/ hiển thị chùm tia, kiểm tra việc điều trị, củng cố các che chắn.
- *Lập phác đồ điều trị:* Lựa chọn kỹ thuật; tính toán sự phân bố liều; tối ưu hoá liều.
- *Điều trị:* Kiểm tra lại các thiết lập, tạo ảnh thể tích chiếu xạ. Kiểm tra chất lượng thiết bị. Kiểm tra phép đo liều lượng. Lưu giữ các bản ghi trong quá trình điều trị.

- *Đánh giá bệnh nhân trong thời gian điều trị:* Chịu đựng được quá trình điều trị hay không? Phản ứng của khối u.
- *Theo dõi bệnh nhân sau thời gian điều trị:* Kiểm soát khối u. Phản ứng của các mô lành bao quanh.

Quá trình này bắt đầu bằng việc chẩn đoán bệnh nhân, tiếp tục tới các bước điều trị tiếp theo. Một khâu chủ yếu trong quá trình này là xác định vị trí và phạm vi của bệnh liên quan tới các mô mềm bình thường bao quanh (vị trí thể tích bia). Điều này có thể được thực hiện theo nhiều cách khác nhau, từ các cuộc kiểm tra lâm sàng đơn giản tới các phương pháp tạo ảnh ba chiều phức tạp, đôi khi được hỗ trợ bởi các chất tương phản. Bước tiếp theo của quá trình này là lựa chọn chùm tia bức xạ cần thiết cho phép bao trùm một cách chính xác các mô bị bệnh, đồng thời tối thiểu hoá liều tới các mô bình thường xung quanh (lập phác đồ điều trị). Trước khi việc điều trị bắt đầu, lập phác đồ điều trị cần phải được xác định bằng một phương pháp tạo ảnh để đảm bảo mỗi chùm tia đều đi qua thể tích tổ chức mong muốn và chệch khỏi các cấu trúc lành càng nhiều càng tốt.

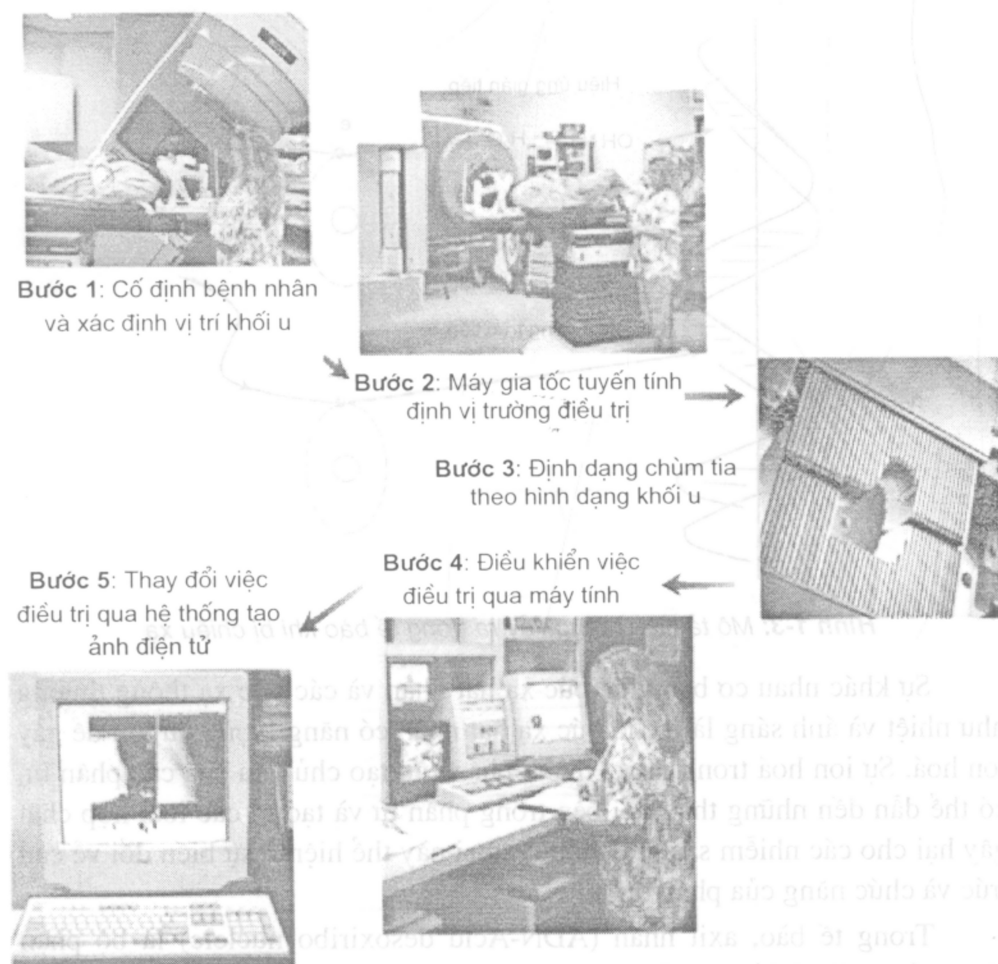
Cuối cùng, việc điều trị bắt đầu, sử dụng một trong số những năng lượng của photon hay electron, hoặc trong một số trường hợp sử dụng proton hoặc neutron.



Hình 1-1: *Các bước khác nhau trong quá trình lập phác đồ điều trị*

Theo phần trên ta thấy nhiều bước trong một quá trình điều trị, không phải mọi bệnh nhân đều tuân theo tất cả các bước hoặc các bước cần tiến hành theo cùng một trình tự. Tuy nhiên, mỗi bước của quá trình cần được tiến hành với một độ chính xác cao nhất có thể đạt được. Sự thay đổi trong

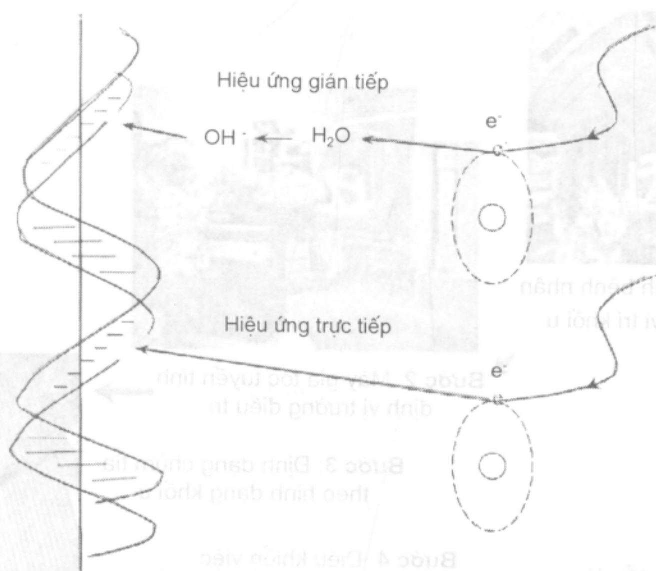
mỗi bước có thể ảnh hưởng đến độ chính xác của các bước tiếp theo và do đó có thể ảnh hưởng đến sự thành công của việc điều trị cho bệnh nhân. Điều này được minh hoạ dưới dạng biểu đồ biểu thị các bước khác nhau trong quá trình điều trị, các bước này được xem như một chuỗi (hình 1-1). Sự thành công trong việc điều trị phụ thuộc vào sự nguyên vẹn của mỗi liên kết trong chuỗi này. Liên kết yếu nhất sẽ gây ảnh hưởng bất lợi lên việc duy trì các bước trong phác đồ điều trị và quá trình phân phối liều. Ví dụ, người điều trị mô tả thể tích bia không chính xác sẽ dẫn đến xác định hình dạng chùm tia không thích hợp, và do đó liều xạ tới khối u không đủ hoặc tới các mô lành xung quanh lại quá liều.



Hình 1-2: Các bước khác nhau trong quá trình điều trị bằng máy gia tốc tuyến tính

1.4. SỰ PHẢN ỨNG CỦA KHỐI U VÀ CÁC MÔ BÌNH THƯỜNG

Ung thư là sự phát triển hỗn loạn các tế bào, có khả năng xâm lấn các mô liền kề, và có thể trải rộng qua các mạch bạch huyết hay các mạch máu tới các phần khác của cơ thể. Phóng xạ được sử dụng để tiêu diệt các tế bào ung thư và hạn chế sự phát triển hỗn loạn hơn nữa. Tuy nhiên, khi chiếu xạ các khối u trong cơ thể người bằng cách sử dụng bức xạ ion hoá, chùm tia bức xạ thường đi qua các mô khoẻ mạnh với khả năng có thể tiêu diệt các tế bào khoẻ mạnh và có khả năng gây nên các biến chứng do kết quả của việc điều trị.



Hình 1-3: Mô tả hiện tượng xảy ra trong tế bào khi bị chiếu xạ

Sự khác nhau cơ bản giữa bức xạ hạt nhân và các bức xạ thông thường như nhiệt và ánh sáng là ở chỗ bức xạ hạt nhân có năng lượng đủ lớn để gây ion hoá. Sự ion hoá trong nước, thành phần cấu tạo chủ yếu của các phân tử, có thể dẫn đến những thay đổi bên trong phân tử và tạo ra các loại hợp chất gây hại cho các nhiễm sắc thể. Sự huỷ hoại này thể hiện ở sự biến đổi về cấu trúc và chức năng của phân tử.

Trong tế bào, axit nhân (ADN-Acid desoxiribo nucleic) là bộ phận nhạy cảm với phóng xạ. Dưới tác động trực tiếp và gián tiếp của bức xạ, ADN sẽ bị đứt gãy, gãy đơn hoặc gãy kép (hình 1.3).

Sau khi gãy ADN, tế bào có khả năng phục hồi các tổn thương, với liều lượng 1Gy, tế bào bị gãy khoảng 1000 ADN trong nhân, nhưng sau vài giờ số ADN đứt gãy chỉ còn vài chục.

1.4.1. Cơ chế phục hồi

Phục hồi bằng cách "kết nối" những chỗ gãy nhỏ đơn sợi của ADN bằng men ligase.

Thay thế một gốc thiếu hụt nhờ men insertase (những gốc như adenin, guanim, cytosin...).

Phục hồi bằng cách cắt bỏ và nối để thay thế các gốc thiếu hụt hoặc các gốc bị tổn thương bằng phối hợp nhiều men.

Phục hồi bằng cách tái tổ hợp, phức hợp và đa dạng. Sự tái tổ hợp này có khi hoàn hảo, có khi lại sai lầm sẽ làm thay đổi gen hay là tạo đột biến gen, làm hoạt hoá gen ung thư hay loại trừ một số gen.

Tế bào lành có khả năng phục hồi nhanh hơn, có thể là do đầy đủ men, còn tế bào ung thư thiếu các men đó nên không thể phục hồi được hoặc phục hồi ở mức độ không đáng kể. Đây là điểm khác biệt cơ bản giữa tế bào lành và tế bào ung thư, và đây cũng là cơ sở để xây dựng lý thuyết xạ trị ung thư. Chiếu xạ với liều thích hợp thì tế bào lành sẽ phục hồi được còn tế bào ung thư bị tiêu diệt.

1.4.2. Diệt tế bào ung thư

Phóng xạ khi tác động vào tế bào thì có thể diệt được tế bào theo ba cách:

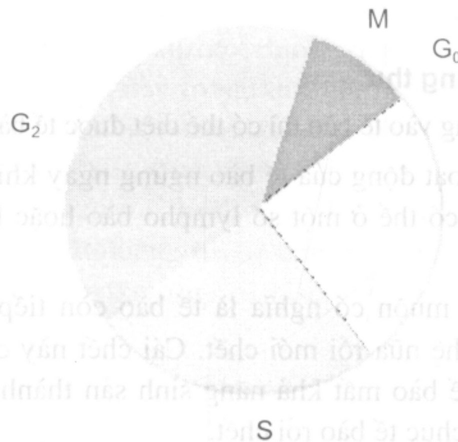
- *Chết ngay*: Mọi hoạt động của tế bào ngừng ngay khi chiếu xạ, hiện tượng này ít gặp, có thể ở một số lympho bào hoặc khi bị chiếu xạ cấp liều cao.
- *Chết muộn*: Chết muộn có nghĩa là tế bào còn tiếp tục phân chia thêm một vài thế hệ nữa rồi mới chết. Cái chết này còn được gọi là chết sinh dòng. Tế bào mất khả năng sinh sản thành một dòng, chỉ sinh sản được vài chục tế bào rồi chết.
- *Chết theo chương trình:* Bình thường tế bào sống một thời gian rồi mới chết gọi là chết theo chương trình. Chết theo chương trình là một nhu cầu tất yếu của sự sống để đảm bảo các cơ quan, hệ thống được thường xuyên thay đổi, đáp ứng các hoạt động sinh lý bình thường của cơ thể.

Trong trường hợp bị ung thư, mất cân bằng giữa các gen ung thư nên mất khả năng chết theo chương trình, tế bào ung thư không chết mà tiếp tục phát triển hỗn độn. Khi chiếu xạ làm đứt gẫy các sợi ADN, sẽ là yếu tố kích thích cơ chế chết theo chương trình tái hoạt động.

1.4.3. Chu kỳ tế bào

Chu kỳ tế bào là một chuỗi các hiện tượng diễn ra giữa hai kỳ phân bào. Một chu kỳ thường gồm 4 giai đoạn: G_1, G_2, S, M (hình 1-4).

- *Giai đoạn G_1 (gape)*: Tế bào tích luỹ dự trữ, chuẩn bị để chuyển sang giai đoạn nhân lên nếu điều kiện môi trường thuận lợi (dinh dưỡng, yếu tố tăng trưởng,...), nếu không thuận lợi sẽ chuyển về trạng thái nghỉ ngơi G_0.
- *Giai đoạn S (synthese)*: Là giai đoạn nhân đôi tổng số nhiễm sắc thể.
- *Giai đoạn G_2 (gape)*: Giai đoạn kiểm tra, bổ sung, sửa chữa nhiễm sắc thể, nhiễm sắc tử..., nếu tất cả đều chính xác thì chuyển sang giai đoạn M.
- *Giai đoạn M (mitose)*: Giai đoạn phân bào, tạo nên hai tế bào.



Hình 1-4: Các quá trình xảy ra trong tế bào

Mỗi chu kỳ tế bào diễn ra trung bình trong khoảng 2-4 ngày, tế bào ung thư cũng như tế bào lành, nhưng cũng có những chu kỳ dài ngắn khác nhau tuỳ thuộc vào vị trí tế bào trong khối u.

Sự nhạy cảm của các giai đoạn cũng rất khác nhau. Ở giai đoạn S, sự nhạy cảm với phóng xạ là thấp nhất. Ở chỗ nối giữa G_1 và S, G_2 và M tế bào nhạy cảm với phóng xạ nhất. Tế bào đang hoạt động trong chu kỳ, khi bị chiếu xạ sẽ phân bào muộn hơn. Chu kỳ dừng lại chủ yếu ở giai đoạn G_2. Điều đó cũng có lợi vì trong giai đoạn G_2 tế bào có khả năng sửa chữa các sai sót do phóng xạ gây nên để chuyển sang phân bào một cách hoàn chỉnh. Nếu chúng ta thúc đẩy không cho dừng lại ở giai đoạn này thì biến loại nhiễm sắc thể sẽ tăng lên và thời gian sống của tế bào sẽ giảm đi.

Sự điều hoà tiến triển của các giai đoạn trong chu kỳ là do các cycline, một loại protein điều khiển. Ở người có 5 loại cycline được định danh từ A đến E, sự hoạt động của nó có liên quan tới các enzyme gọi là các proteine-kinases. Cycline B được biết rõ hơn cả, nó kiểm soát sự chuyển giai đoạn từ G_2 sang M và rất cần thiết cho giai đoạn M.

1.4.4. Độ nhạy với phóng xạ

Các tế bào ung thư khác nhau có độ nhạy cảm với phóng xạ khác nhau, vì vậy liều lượng và qui trình chiếu xạ cần phải thay đổi cho phù hợp.

Tế bào ung thư mọc hỗn độn chen chúc nhau, mạch máu tuy tăng nhưng không đủ cung cấp, vì vậy tế bào ung thư thường bị thiếu oxy, càng thiếu oxy thì sự kháng xạ càng mạnh, khối lượng tế bào càng lớn thì càng nhiều tế bào u thiếu oxy. Có thể là trong điều kiện đầy đủ oxy thì tế bào phục hồi tổn thương rất nhanh nhưng hỗn độn, không chính xác đưa đến tình trạng chết muộn nhưng khi thiếu oxy, phản ứng phục hồi diễn ra chậm nhưng chính xác, tế bào ung thư không bị chết và vẫn tiếp tục phát triển.

Từ đó, khi chiếu xạ cần áp dụng nhiều biện pháp hỗ trợ như: chiếu phân đoạn nhiều lần, chống thiếu dưỡng khí, tăng nhiệt độ, tăng đường huyết tại khối u...

1.4.5. Chiếu phân đoạn

Điều trị bằng tia xạ thường được đưa ra dưới dạng điều trị nhiều ngày (chiếu phân đoạn), thường là ở tỉ lệ một đoạn mỗi ngày cho 5 ngày trong tuần, mỗi đoạn thường vào khoảng 2 Gy. Quá trình diễn biến chung của toàn bộ một lần điều trị thường kéo dài từ 5 đến 7 tuần trong khi một lần điều trị giảm nhẹ bệnh thường hoàn tất trong khoảng 1 đến 2 tuần. Cơ sở hợp lý cho

chiếu phân đoạn là người ta cải thiện tỉ lệ điều trị bằng cách tăng cường việc khống chế khối u và giảm bớt liều đối với các mô lành. Khống chế các khối u cục bộ xuất hiện khi mọi tế bào khối u clonogenic bị loại trừ triệt để. Các hiệu ứng sinh học cùng với việc chiếu phân đoạn đã được xác định và thường được tổng kết lại bởi 4 đặc điểm trong sinh vật học phóng xạ, đó là: sửa chữa (repair), phục hồi quần thể (repopulation), sắp xếp lại (redistribution) và oxy hoá lại (reoxigenation). Phần lớn các tổn thương do bức xạ gây ra cho các tế bào đều được sửa chữa. Sự sửa chữa tế bào bị tổn thương nặng xảy ra giữa các liều đặt cách nhau một khoảng thời gian vừa đủ, với sửa chữa hoàn toàn thì thường xảy ra trong vòng 6 đến 8 giờ. Sửa chữa là một hiện tượng giúp ích cho các mô lành bị chiếu xạ. Sự phục hồi quần thể cũng mang lại lợi ích cho các mô lành như các tế bào bị phá huỷ được thay thế bởi các tế bào mới, do đó sẽ làm giảm đáp ứng toàn bộ đối với bức xạ.

Khi các tế bào phân chia, chúng sẽ trải qua nhiều pha của chu kỳ tế bào. Ban đầu, một số lượng lớn các tế bào sẽ được phân bố ngẫu nhiên qua nhiều pha của chu kỳ tế bào. Trong một số giai đoạn của chu kỳ tế bào, các tế bào nhạy cảm với bức xạ hơn các giai đoạn khác. Do đó, vào lần chiếu xạ đầu tiên, các tế bào trong pha nhạy cảm nhất chắc chắn hầu hết sẽ bị phá huỷ và các tế bào kém nhạy cảm hơn sẽ sống sót. Sau vài giây và chiếu xạ tiếp theo, một hành động tương tự xảy ra, kết quả là các tế bào được phân bố lại trong chu kỳ tế bào. Sự phân bố lại này làm tăng khả năng tiêu diệt các tế bào khối u. Việc tiêu diệt các tế bào khối u cũng phụ thuộc vào sự có mặt của oxy, sự tập trung oxy càng cao thì càng nhiều tế bào bị tiêu diệt. Sự phản ứng của tế bào khối u thường xuyên bị chi phối bởi sự có mặt của các tế bào bị thiếu oxy. Sau khi chiếu xạ, một số tế bào bị thiếu oxy sẽ cố gắng lấy lại oxy trước khi bị oxy hoá lại do đó trở nên nhạy cảm hơn với các bức xạ tiếp theo. Đôi khi, độ nhạy bức xạ được xem như một đặc điểm nữa của sinh vật học phóng xạ. Một số mô hoặc khối u phản ứng nhạy với bức xạ hơn các mô khác, thậm chí còn chấp nhận các khoảng thời gian phản ứng khác nhau. Sự phản ứng khác nhau phụ thuộc chủ yếu vào sự khác nhau bên trong của độ nhạy phóng xạ. Tóm lại, việc chia một liều tổng cộng thành một số phần nhỏ nhằm tối thiểu liều cho các mô lành do khả năng sửa chữa những tổn thương nặng giữa các liều và phục hồi quần thể. Cùng lúc đó, sự chiếu phân đoạn sẽ làm tăng khả năng tiêu diệt các

khối u do khả năng oxy hoá lại và phân bố lại. Hơn nữa, các khối u khác nhau và các mô lành có độ nhạy bức xạ khác nhau.

Một sự thật hiển nhiên cho thấy rằng kích thước đoạn là một nhân tố có ảnh hưởng lớn đến việc quyết định các hiệu ứng muộn đối với các mô lành với toàn bộ thời gian điều trị có ít ảnh hưởng. Ngược lại, kích thước đoạn và toàn bộ thời gian điều trị đều quyết định sự tác động trở lại của các mô và các khối u. Điều trị toàn bộ tăng lên có một ảnh hưởng lớn đến phản ứng của mô.

1.5. PHƯƠNG PHÁP ĐIỀU TRỊ CÁC KHỐI U BẰNG TIA XẠ

1.5.1. Mục đích của việc điều trị bằng tia xạ

Điều trị bằng tia xạ có liên quan đến việc phá huỷ các tế bào ung thư và ngăn chặn sự phát triển hơn nữa của nó. Tế bào ung thư phát triển nhanh ngoài sự kiểm soát bình thường của cơ thể con người và do đó dẫn đến một số bệnh ung thư. Các bệnh ung thư ác tính chứa các tế bào có khả năng di căn, nghĩa là nó có thể phát triển lan tràn từ vị trí ban đầu của nó lây lan sang các bộ phận khác. Có nhiều loại tế bào ung thư và có nhiều cách điều trị khác nhau, phụ thuộc vào tốc độ phát triển của nó, tuỳ thuộc vào xu hướng chúng tạo thành u cứng hay vẫn tiếp tục phát tán, chẳng hạn như các bệnh máu trắng khác nhau.

Điều trị bằng tia xạ kết hợp với phẫu thuật là hai phương pháp điều trị ung thư phổ biến nhất và có hiệu quả nhất cho bệnh nhân ung thư. Điều trị bằng tia xạ đơn thuần có thể chữa khỏi nhiều loại ung thư khi còn ở giai đoạn khu trú tại chỗ, tại vùng, nhất là trong các bệnh ung thư hạch bạch huyết, ung thư da, ung thư vòm họng và một số ung thư vùng đầu cổ.

Điều trị bằng tia xạ kết hợp với phẫu thuật thường được áp dụng trong nhiều trường hợp khi ung thư đã phát triển tương đối lớn. Có khi tia xạ trước nhằm giảm bớt thể tích khối u để dễ mổ, hạn chế di căn trong lúc mổ. Có khi tia xạ sau khi mổ nhằm diệt nốt những tế bào ung thư còn sót lại. Có khi tia xạ cả trước và sau khi mổ, kết hợp với điều trị hoá chất để tăng khả năng diệt tế bào ung thư tại một khu vực mà điều trị bằng hoá chất không thể diệt hết được.

Khi sử dụng phương pháp điều trị bằng tia xạ cần phải xác định mục đích:

- *Điều trị tận gốc:* là loại trừ tất cả các tế bào ung thư tại u nguyên phát, tại các tổ chức xung quanh mà khối u lan tới và những hạch tại vùng có thể đã bị xâm lấn. Điều trị tận gốc thường là liều xạ cao, có thể gây ra một số biến chứng phụ, thời gian kéo dài với sự chấp nhận của bệnh nhân.
- *Điều trị tạm thời:* để nâng cao chất lượng đời sống như chống đau, chống tắc do chèn ép, chống chảy máu. Điều trị tạm thời thường là liều thấp và thời gian chiếu xạ ngắn.

1.5.2. Nguyên tắc điều trị bằng tia xạ

Phác đồ điều trị phải dựa trên những nguyên tắc sau:

- Đánh giá sự lan rộng của khối u bằng các biện pháp CT scanner, X-quang, phóng xạ... để biết thể tích cần chiếu.
- Biết rõ những đặc điểm bệnh lý của khối u.
- Chọn lựa những phương pháp thích hợp: chỉ dùng xạ trị hay phối hợp phẫu thuật, hoá chất... hay chọn phối hợp cả hai phương pháp, chọn loại tia thích hợp, chiếu từ ngoài vào hay đặt tại khối u.
- Qui định liều tối ưu và thể tích chiếu dựa trên vị trí giải phẫu, loại tổ chức học, độ ác tính... và những cấu trúc lành trong vùng chiếu. Bác sĩ không bao giờ do dự trong việc thay đổi những điều đã qui định với những điều kiện mới phát sinh.
- Đánh giá từng giai đoạn về thể lực của bệnh nhân, sự đáp ứng của khối u và thể trạng của tổ chức lành trong khu vực điều trị.

Bác sĩ điều trị phải cùng làm việc chặt chẽ với đội ngũ vật lý, kế hoạch điều trị và bộ phận đo lường, không thể nhầm lẫn được những đánh giá lâm sàng, hiểu sai về những quan niệm vật lý, không hoàn hảo về phác đồ điều trị và thực hiện phác đồ.

1.5.3. Các phương pháp điều trị bằng tia xạ

Có ba phương pháp điều trị bằng tia xạ:

a. Xạ trị bằng chùm tia ngoài

Xạ trị bằng chùm tia ngoài là một phương pháp phổ biến nhất trong kỹ thuật xạ trị. Người ta thường tiến hành với chùm photon, thông thường đó là

các tia X mang năng lượng cao được tạo ra bởi máy gia tốc tuyến tính, nhưng người ta cũng thường dùng chùm tia gamma tạo ra từ máy Cobalt-60 và các tia X mang năng lượng trong khoảng 50-300kV. Thêm vào đó, chùm electron ở năng lượng megavolt cũng được sử dụng để điều trị các khối u tương đối nông sẽ cải thiện được độ chính xác hình học hơn các photon, do đó nó cũng được sử dụng rộng rãi ngày nay. Xạ trị ngoài với các bức xạ hạt khác cũng đã được đưa ra, trong trường hợp hạt neutron, và kiểm tra rộng rãi. Chùm hạt tích điện như proton có thể dùng trong điều trị lâm sàng nhưng các thiết bị để tạo ra chúng lại rất đắt đỏ, vì vậy chúng ít được sử dụng.

Một số phát triển mới đây trong kỹ thuật xạ trị ngoài đã tăng lên do việc sử dụng máy tính tăng. Chúng không chỉ có khả năng lập kế hoạch tính toán trong không gian ba chiều mà còn có khả năng điều khiển thiết bị điều trị sao cho vùng liều cao có thể biến đổi cho phù hợp với thể tích bia trong không gian ba chiều. Sự phát triển này song song với các kỹ thuật tạo ảnh như chụp cắt lớp điện toán bằng tia X. Cắt lớp điện toán cho phép các nhà điều trị xác định thể tích bia chính xác hơn và nó phù hợp với các phương thức tạo ảnh khác, như tạo ảnh cộng hưởng từ (MRI), nó sẽ đóng một vai trò quan trọng trong việc phác họa thể tích khối u.

Các máy móc được sử dụng cho xạ trị từ xa bao gồm các máy phát tia X, máy phát chùm tia gamma, máy gia tốc điện tử và máy phát neutron. Tất cả những thiết bị xạ trị từ xa đòi hỏi đều phải có bảo vệ bức xạ khác nhau và cần phải xử lý theo các nguyên tắc riêng của nó. Xạ trị từ xa là phương pháp sử dụng rộng rãi nhất để điều trị những khối u, hạch nằm sâu trong cơ thể. Bên cạnh những máy phát chùm tia gamma, máy phát neutron, máy X-quang thì hiện nay máy gia tốc được lựa chọn hầu hết cho các khoa xạ trị. Các máy gia tốc có thể tạo ra được những chùm tia X, chùm điện tử, có hệ thống collimator để tạo dạng trường bức xạ không đối xứng, có thể điều khiển bằng máy tính, có các hệ thống kiểm tra và lưu trữ, các hệ thống collimator động.

b. Xạ trị bằng nguồn phóng xạ kín (brachytherapy)

Brachytherapy là kỹ thuật điều trị sử dụng các nguồn đồng vị phóng xạ đặt trong thể tích khối u để đưa ra một liều rất cục bộ nhằm tối thiểu hoá liều xạ tới các mô lành bao quanh.

Có thể sử dụng theo một trong ba cách sau: áp vào, đặt vào khe hở hoặc gài vào bên trong cơ thể. Tuỳ từng loại ung thư mà người ta có các cách

cụ thể như: đặt ở bề mặt khối u trong các khuôn sáp, nhựa đối với ung thư da, đặt vào các hốc tự nhiên của cơ thể như tử cung, xoang... hoặc cắm vào các mô, tổ chức phần mềm mang ung thư.

Brachytherapy bị hạn chế khi thể tích khối u nhỏ.

Sự phát triển trong lĩnh vực này bao gồm việc sử dụng các nguồn phóng xạ có xuất liều cao (high dose rate), các nguồn này có thể được đưa qua các ống thông để đặt vào các vị trí khối u.

c. Tia xạ chuyển hoá, kết hợp chọn lọc

Là phương pháp cho bệnh nhân uống hoặc tiêm các chất đồng vị phóng xạ (I^{131}, P^{32}, Au^{198}) hoặc kháng thể đặc hiệu có gắn đồng vị phóng xạ để diệt tế bào ung thư trong quá trình chuyển hoá và kết hợp có chọn lọc.

1.6. CÁC THIẾT BỊ VÀ THỦ TỤC XẠ TRỊ

1.6.1. Các thiết bị xạ trị

Các giai đoạn của quá trình điều trị bằng tia xạ đòi hỏi phần cứng chẩn đoán và điều trị phức tạp. Một phần quan trọng trong quá trình xạ trị là quá trình bố trí bệnh nhân chính xác. Một phần khác trong lập phác đồ điều trị là phải có một thiết bị mô phỏng (simulator). Một thiết bị mô phỏng gồm một khối X-quang chẩn đoán gắn bên trong, cùng với một khối chiếu X-quang, có thể đưa ra các tính chất vật lý và hình học đồng nhất với các thiết bị xạ trị. Đôi khi, các thiết bị mô phỏng cũng có khả năng tạo ra các ảnh CT. Thiết bị mô phỏng cắt lớp điện toán là một thiết bị cắt lớp điện toán (CT scanner) thông thường có thêm một phần mềm để hiển thị dạng hình học của chùm tia điều trị trên các ảnh CT. Các thiết bị mô phỏng cắt lớp điện toán này (CT simulator) luôn cần thiết trong các khoa xạ trị và đã chứng tỏ là một phần rất quan trọng trong quá trình lập phác đồ điều trị. Dữ liệu ảnh mỗi bệnh nhân cần được chuyển tới máy tính lập phác đồ điều trị, trong đó các cấu hình tối ưu của chùm tia bức xạ cũng như liều xạ tới khối u và các mô bình thường cần được dự đoán một cách chính xác. Các lược đồ tính toán này có tính đến những thay đổi của phần cứng điều trị và tương ứng với các thiết bị phụ thuộc cũng như những thay đổi trong cấu trúc giải phẫu của mỗi bệnh nhân. Phần cứng xạ trị này có rất nhiều loại, từ những thiết bị X-quang năng lượng thấp tương đối đơn giản tới các thiết bị Coban-60 cho tới các máy gia tốc

tuyến tính phức tạp, các máy mà có khả năng điều trị với nhiều mức năng lượng của chùm photon và electron. Các thiết bị tạo ảnh hiện nay rất thích hợp với việc xác định các trường xạ trị, đôi khi trong thời gian thực. Đối với việc xác định vị trí đặt các nguồn phóng xạ trong cơ thể, người ta đã phát minh ra các thiết bị brachytherapy. Cả máy gia tốc và máy xạ trị áp sát tải sau điều khiển từ xa đều được vận hành dưới sự điều khiển của máy tính. Hơn nữa, các thiết bị xạ trị khác nhau, các máy tính lập phác đồ điều trị và các thiết bị tạo ảnh cần được nối mạng để truyền một cách chính xác và hiệu quả tất cả các thông tin liên quan đến việc điều trị cho mỗi bệnh nhân.

Các thiết bị xạ trị mới hơn có khả năng biến đổi và điều chỉnh cường độ chùm tia sao cho sự phân bố liều đưa tới bệnh nhân được tối ưu. Với các phiên bản gần đây nhất, mật độ chùm tia được điều chỉnh để phân phối cho từng lát một, kỹ thuật này được gọi là *xạ trị từng lớp (tomotherapy).*

Trong một số tình huống, một số kỹ thuật đặc biệt được áp dụng đối với các bệnh kém phổ biến hơn, vì vậy cần một số thiết bị đặc biệt để cải thiện khả năng điều trị cho bệnh nhân. Các thủ tục đặc biệt phổ biến nhất là:

- *Xạ phẫu (stereotactic radiosurgery):* áp dụng đối với các bệnh dị tật động, tĩnh mạch nhỏ (AVMs) (các bệnh này không phải là ác tính nhưng lại có thể gây nguy hiểm) hoặc để điều trị các khối u não.
- *Chiếu xạ toàn cơ thể:* được sử dụng chủ yếu như một thủ tục chuẩn bị cho việc cấy ghép tuỷ xương.
- *Chiếu xạ toàn bộ da* bằng chùm tia electron đối với các bệnh nấm da.
- *Xạ trị trong* đối với các khối u nằm ở vị trí sâu và không thể điều trị được bằng các thiết bị xạ trị bằng chùm tia ngoài thông thường.

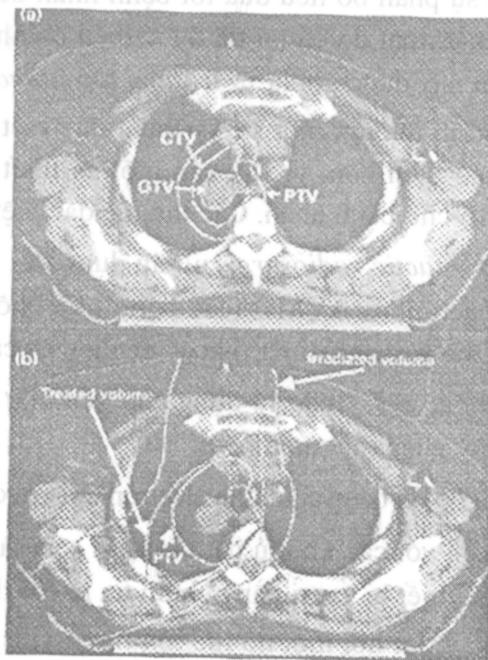
Mỗi kỹ thuật này đòi hỏi một nỗ lực lớn trong việc phát triển và đánh giá mức độ ưu tiên đo liều lượng bức xạ để thực hiện điều trị lâm sàng.

Nhiều phương pháp điều trị bằng tia xạ và các thiết bị liên quan có thể xuất hiện ở hầu hết các khoa xạ trị ở các nước đã phát triển. Tuy nhiên, các thiết bị xạ trị đặc biệt chỉ có ở vài viện nghiên cứu. Chùm proton và neutron đã có từ nhiều năm nay, nhưng chi phí đầu tư ban đầu và chi phí vận hành chúng rất cao, khả năng lại hạn chế đối với một số bệnh, do đó các thiết bị này thường ít có trong các khoa xạ trị cơ bản. Các kỹ thuật phát triển như hyperthermia, điều trị quang động, điều trị bằng cách bẫy neutron Bo và sử

dụng các kháng thể đơn nghiêng đánh dấu bằng đồng vị phóng xạ *(radiolabeled monoclonal antibodies)* vẫn được sử dụng nhiều trong môi trường nghiên cứu.

1.6.2. Một số định nghĩa liên quan đến thể tích bia và sự phân phối liều

Liều lượng và phân bố liều lượng là một trong những yếu tố quan trọng đóng góp vào sự thành công của điều trị bằng tia xạ. Phân bố liều lượng hợp lý được thể hiện bằng sự tập trung liều cao tại thể tích khối u (còn được gọi là bia) và liều thấp tại vùng biên (là các tổ chức lành bao quanh khối u).



Hình 1-5: (a) Một ảnh CT phần giữa ngực cho thấy vùng ung thư phổi. Khối u được khoanh vùng biên, kí hiệu là GTV. (b) Một ảnh CT tương tự như hình a minh hoạ thể tích PTV, thể tích điều trị và thể tích chiếu xạ.

Trong quá trình lập kế hoạch xạ trị cho một bệnh nhân ung thư, một số loại thể tích cần được các bác sĩ lâm sàng xác định. Người làm công tác tính toán liều chiếu cũng cần phải hiểu được một số loại thể tích để đưa ra được

phác đồ điều trị tối ưu. Vì vậy hiểu được các loại thể tích đó cũng là một điều quan trọng. Hình 1-5 và hình 1-6 minh hoạ phạm vi các loại thể tích.

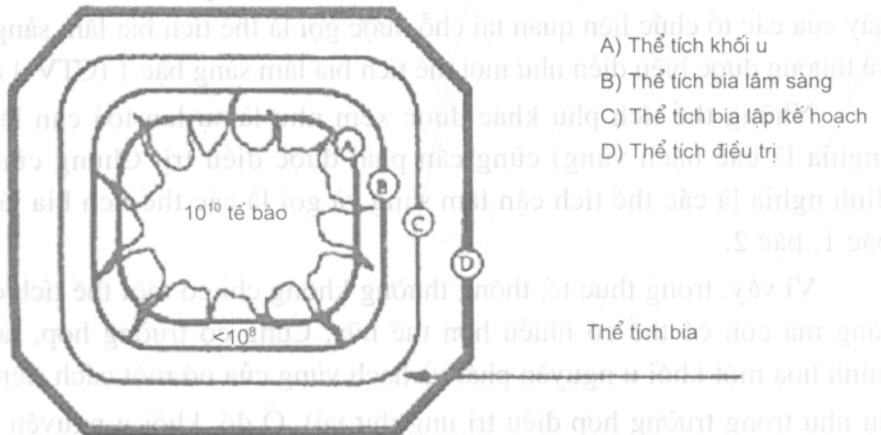
Để điều trị cho một bệnh nhân ung thư phải qua quá trình xác định các thể tích. Hai loại thể tích cần được xác định trước khi lập kế hoạch điều trị là:

Liều lượng và phân bố liều lượng là một trong những yếu tố quan trọng đóng góp vào sự thành công của điều trị bằng tia xạ. Phân bố liều lượng hợp lý được thể hiện bằng sự tập trung liều cao tại thể tích khối u (còn được gọi là bia) và liều thấp tại vùng biên (là các tổ chức lành bao quanh khối u).

- Thể tích khối u (gross tumor volume – GTV).
- Thể tích bia lâm sàng (clinical target volume – CTV).

Trong quá trình lập kế hoạch điều trị một số loại thể tích sau cần phải được xác định:

- Thể tích bia lập kế hoạch.
- Các tổ chức nguy cấp.
- Thể tích điều trị.
- Thể tích chiếu xạ.



Hình 1-6: Sơ đồ biểu diễn các thể tích bia trong kỹ thuật xạ trị. Thể tích điều trị là trường chiếu xạ trong thực tế và bao gồm cả thể tích khối u (GTV), thể tích bia lâm sàng (CTV), và cả thể tích bia lập kế hoạch (PTV).

1.6.2.1. Thể tích khối u (gross tumor volume - GTV)

Là thể tích có thể sờ, nắn hay nhìn thấy được, biểu hiện sự lan rộng hay khu trú của các phát triển ác tính. Thể tích khối u bao gồm cả khối u nguyên phát, các hạch di căn hay các di căn khác. Thể tích khối u thường đúng với các phần của sự phát triển ác tính mà ở đó mật độ tế bào u là lớn nhất.

Hình dạng kích thước và sự khu trú của thể tích khối u có thể được xác định bằng nhiều cách khác nhau: kiểm tra lâm sàng (khám, sờ, nắn, nội soi...), bằng các kỹ thuật hình ảnh khác nhau (chụp X-quang, chụp cắt lớp CT, cộng hưởng từ và phương pháp chụp đồng vị phóng xạ).

1.6.2.2. Thể tích bia lâm sàng (clinical target volume - CTV)

Là một thể tích tế bào và mô bao gồm cả thể tích khối u (GTV) và các tổ chức rất nhỏ cận lâm sàng phải xét đến khi điều trị cụ thể một cách triệt để.

Kinh nghiệm lâm sàng cho thấy rằng quanh thể tích khối u thường có liên quan đến cận lâm sàng, nghĩa là nó gồm bản thân các tế bào ác tính, các đám tế bào nhỏ hay những lan rộng rất nhỏ, rất khó phát hiện. Thể tích bao quanh một khối u lớn thường có mật độ tế bào u lớn, gần kề với mép của thể tích khối u, và mật độ đó giảm đi về phía ngoại vi của thể tích này (thông thường mép biên khoảng 1 cm). Thể tích khối u cùng với thể tích bao quanh này của các tổ chức liên quan tại chỗ được gọi là thể tích bia lâm sàng (CTV) và thường được biểu diễn như một thể tích bia lâm sàng bậc 1 (CTV-1).

Những thể tích phụ khác được xem như là sự lan toả cận lâm sàng (nghĩa là các hạch vùng) cũng cần phải được điều trị. Chúng cũng được định nghĩa là các thể tích cận lâm sàng và gọi là các thể tích bia lâm sàng bậc 1, bậc 2.

Vì vậy, trong thực tế, thông thường không chỉ có một thể tích cận lâm sàng mà còn có thể có nhiều hơn thế nữa. Cũng có trường hợp, ta có thể minh hoạ một khối u nguyên phát và hạch vùng của nó một cách riêng lẻ (ví dụ như trong trường hợp điều trị ung thư vú). Ở đó, khối u nguyên phát và các hạch vùng là tách rời nhau về mặt giải phẫu. Trong một số trường hợp ta có thể điều trị một trong hai thể tích bia lâm sàng với các liều lượng khác nhau. Trường hợp thường gặp là điều trị tăng cường, nghĩa là một thể tích liều cao nằm bên trong một thể tích liều thấp.

Các định nghĩa về thể tích khối u và thể tích bia lâm sàng này về nguyên tắc được dựa trên các nguyên tắc chung về ung thư học và không chỉ giới hạn cho việc áp dụng điều trị bằng chùm tia ngoài. Vì vậy, về mặt phẫu thuật, một đường biên an toàn quanh thể tích khối u được tính một cách phù hợp với các qui tắc lâm sàng và điều này được hiểu đúng như các khái niệm thể tích bia lâm sàng khi điều trị bằng chùm tia ngoài. Cũng như vậy, khi điều trị tia xạ tại chỗ, các thể tích điều trị được xác định và khái niệm thể tích bia lâm sàng là không thay đổi. Hơn nữa, khái niệm này còn áp dụng cho phương thức điều trị khác như hoá chất tại chỗ, điều trị tăng nhiệt và điều trị quang đông (photocoagulation)... Các thể tích này là cơ sở của việc chỉ định điều trị và phải được xác định trước khi chỉ định liều lượng.

1.6.2.3. Thể tích bia lập kế hoạch (planning target volume - PTV)

Thể tích bia lập kế hoạch là một khái niệm hình học, được xác định để lựa chọn kích thước của chùm tia và phân bố chùm tia một cách thích hợp, có tính đến hiệu quả cao nhất của tất cả các thay đổi hình học có thể có, sao cho đảm bảo liều lượng đã chỉ định được hấp thụ thực bên trong thể tích bia lâm sàng.

Để đảm bảo rằng tất cả các mô bên trong thể tích bia lâm sàng nhận được một liều lượng đã chỉ định, về nguyên tắc chiếu xạ người ta phải lập kế hoạch để chiếu xạ một thể tích hình học lớn hơn thể tích bia lâm sàng. Một cách lý tưởng thì vị trí, kích thước, hình dạng của thể tích bia lâm sàng và các chùm tia cần có quan hệ đến một hệ toạ độ cố định chung trong một phương cố định và có thể sao chép lại được. Tuy nhiên trong thực tế điều này không thể thực hiện được. Có thể thấy được sự khác nhau trong và giữa các đợt phân chia liều lượng, thời gian từ những yếu tố sau:

- Sự chuyển động của các tổ chức chứa thể tích bia (chẳng hạn sự hít thở, cử động của bệnh nhân).
- Những sự khác nhau về kích thước, hình dạng của các tổ chức chứa bia lâm sàng (chẳng hạn như sự chứa đầy của bàng quang).
- Sự khác nhau về tính chất hình học của chùm tia (chẳng hạn như kích thước chùm tia, các hướng của chùm tia).

Tuỳ theo hoàn cảnh lâm sàng (như điều kiện của bệnh nhân, vị trí thể tích bia lâm sàng...) và kỹ thuật đã chọn, thể tích bia lập kế hoạch cũng có

thể trùng với thể tích bia lâm sàng (chẳng hạn những khối u nhỏ trên da, các khối u tuyến yên...) hay ngược lại, các thể tích bia lập kế hoạch có thể lớn hơn nhiều (ví dụ như khối u phổi).

Thể tích bia lập kế hoạch có thể lớn hơn biên giới giải phẫu bình thường (chẳng hạn bao gồm cả phần cấu trúc xương không ảnh hưởng về mặt lâm sàng), hoặc thậm chí còn trải rộng ra ngoài bệnh nhân như trong trường hợp điều trị tiếp tuyến cho bệnh nhân ung thư vú.

Vì vậy, thể tích bia lập kế hoạch là một khái niệm hình học và cố định, được dùng cho việc lập kế hoạch điều trị. Thực tế, thể tích bia lập kế hoạch không đại diện cho các tổ chức mô đã xác định hay các biên giới của các mô. Thật ra, các mô chứa đựng về mặt hình học bên trong thể tích bia lập kế hoạch, có thể không hoàn toàn nhận một sự phân bố liều lượng như đã lập kế hoạch, ít ra chúng cũng không thuộc các phần nào đó gần với biên giới của chúng. Sở dĩ như vậy là do có sự khác nhau về vị trí của các thể tích bia lâm sàng nằm trong ranh giới của thể tích bia lập kế hoạch trong quá trình điều trị. Tuy nhiên, thể tích bia lập kế hoạch là một thể tích được sử dụng để tính toán liều lượng và sự phân bố liều lượng bên trong thể tích bia lập kế hoạch phải được cân nhắc sao cho thể hiện được sự phân bố liều lượng đối với thể tích bia lâm sàng và các tổ chức nguy cấp.

Khi xác định thể tích bia lập kế hoạch đối với thể tích bia lâm sàng đã cho, người ta phải đánh giá hết tầm quan trọng của những sự khác nhau có thể liên quan đến sự phân bố chùm tia đã chọn, cân nhắc thêm về sự phân bố giải phẫu, sự áp dụng các dụng cụ cố định bệnh nhân.

1.6.2.4. Các tổ chức nguy cấp

Các tổ chức nguy cấp là các mô lành nơi mà độ nhạy cảm của tia xạ có thể ảnh hưởng một cách có ý nghĩa đến việc lập kế hoạch điều trị và liều lượng được chỉ định (tổ chức nguy cấp chẳng hạn như tuỷ sống).

1.6.2.5. Thể tích điều trị

Thể tích điều trị là một thể tích được bao quanh bởi một đường đồng liều trên bề mặt, đã được các nhà điều trị tia xạ lựa chọn và định rõ sao cho đạt được mục đích điều trị.

Một cách lý tưởng, liều lượng chỉ phân bố trên thể tích bia lập kế hoạch. Tuy nhiên, do những hạn chế của kỹ thuật điều trị tia xạ, mục đích

này không thể thực hiện được, và điều này dẫn đến việc phải xác định một thể tích điều trị. Khi một liều lượng tối thiểu đối với một thể tích bia lập kế hoạch đã được chọn một cách thích hợp, trong một số trường hợp, thể tích điều trị thường lớn hơn nhiều so với thể tích bia lập kế hoạch.

Có một vài lý do để nhận biết thể tích điều trị. Trước hết, kích thước, hình dạng của một thể tích điều trị là một thông số rất quan trọng. Lý do khác là sự tái phát nằm trong thể tích điều trị nhưng lại nằm ngoài thể tích bia lập kế hoạch, sự tái phát bên trong trường chiếu là do không đủ liều lượng đã chỉ định, do thể tích đã xác định là chưa thích hợp, đó không phải là sự tái phát "đường biên".

1.6.2.6. Thể tích chiếu xạ

Thể tích chiếu xạ là một thể tích mà các mô nhận được một lượng liều được coi là có ý nghĩa trong việc liên quan đến tổng liều chịu được của các mô lành.

Việc so sánh giữa các thể tích điều trị và thể tích chiếu xạ đối với những sự phân bố chùm tia khác nhau có thể được sử dụng như là một phần của quá trình lựa chọn.

1.7. LIỀU LƯỢNG HỌC LÂM SÀNG

1.7.1. Các đơn vị và thuật ngữ thường dùng

- Liều lượng (dose)

  Đơn vị tính là Roentgen (R), tính cho bức xạ tia X hoặc tia γ. Một Roentgen là năng lượng bức xạ (R_0) đi qua một cm^3 không khí, ở điều kiện tiêu chuẩn (0^0C, 760mmHg) tạo ra một đơn vị tĩnh điện, cùng dấu dương hoặc âm.

- Suất liều (dose rate)

  Là liều lượng trong một đơn vị thời gian. Đơn vị của suất liều là đơn vị của liều chia cho thời gian (R/h hoặc R/min).

- Liều sâu phần trăm (percentage deep dose)

  Là tỷ số của liều hấp thụ (D_X) tại điểm khảo sát tại một độ sâu x nào đó so với liều hấp thụ cực đại tại điểm khảo sát trên trục chùm tia (D_0).

Liều sâu phần trăm: $D(\%) = \frac{D_s}{D_0} \times 100$

- Tỷ số mô-không khí (target air ratio)

  Là tỉ số liều hấp thụ tại điểm cho trước trong mô so với liều lượng được đo ngoài không khí trong một thể tích cho trước đủ lớn để tạo ra liều cực đại tại điểm đó.

- Kỹ thuật hằng số SSD (source to surface distance)

  Là khoảng cách từ nguồn phát tia tới bề mặt da bệnh nhân.

- Kỹ thuật hằng số SAD (source axis distance)

  Là khoảng cách từ nguồn tới tâm của khối u, cắt trục trùm tia.

- Liều lượng hấp thụ

  Được xác định như năng lượng hấp thụ bởi một đơn vị khối lượng của chất bị chiếu xạ (hay chính là năng lượng ion hoá của bức xạ bị hấp thụ bởi đơn vị khối lượng vật chất).

  Đơn vị: J/kg

  J/kg là liều lượng hấp thụ bức xạ được đo bởi năng lượng một Jun của bức xạ ion hoá bất kỳ hấp thụ bởi khối lượng một kilogram của chất bị chiếu xạ.

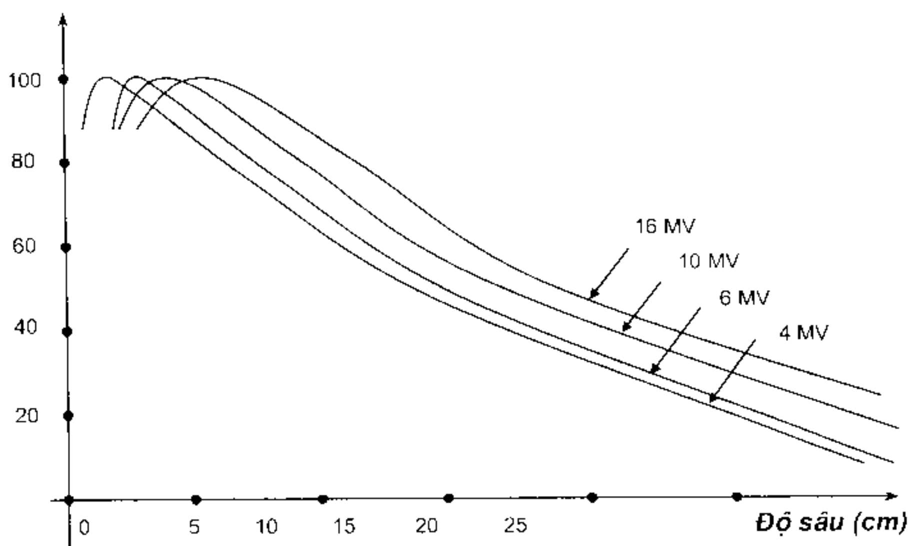
- Kích thước trường chiếu (field size)

  Là kích thước được giới hạn bởi đường cong đồng liều 50% của trường chiếu có kích thước x.y nào đó.

1.7.2. Các yếu tố ảnh hưởng đến liều chiếu

1.7.2.1. Năng lượng bức xạ

Trong điều trị bằng tia xạ, liều lượng trong một khối u ở một độ sâu nào đó so với liều trên bề mặt da có ý nghĩa rất quan trọng. Liều sâu tính bằng % càng lớn thì hiệu quả điều trị càng cao. Liều lượng chiếu xạ phụ thuộc vào độ sâu, năng lượng bức xạ, khoảng cách từ nguồn đến da và diện tích trường chiếu. Tuy nhiên liều sâu phụ thuộc nhiều nhất vào năng lượng bức xạ. Khi tăng năng lượng lên thì tăng được độ sâu và do đó tăng được hiệu quả điều trị.



Hình 1-7: *Liều sâu phần trăm của chùm tia với năng lượng khác nhau*

Ta thấy khi điều trị bằng tia X, năng lượng 140kV, trường chiếu 100cm^2, ở khoảng cách 80cm thì khi vào sâu trong cơ thể 10cm, liều hấp thụ ở đây giảm chỉ còn gần bằng 0% liều trên bề mặt da. Khi tăng năng lượng lên 200kV với cùng điều kiện như trên thì liều lượng tại đó tăng lên 35%.

Sự tăng liều sâu của bức xạ hãm theo sự tăng năng lượng của chúng có lợi trong việc điều trị khối u, liều sâu ở đó tăng mà mặt da không bị tổn thương vì liều cao, thậm chí ngay cả khi dùng một trường chiếu.

1.7.2.2. Khoảng cách từ nguồn đến da

Khoảng cách từ nguồn đến da cũng ảnh hưởng đến liều lượng nhưng ở mức độ thấp hơn, song điều kiện này cũng ảnh hưởng đến năng lượng bức xạ.

1.7.2.3. Kích thước trường chiếu

Liều sâu tăng theo kích thước trường chiếu. Với bức xạ năng lượng trung bình thì sự tăng này là đáng kể hơn các bức xạ năng lượng lớn.

1.7.2.4. Mật độ vật chất bị chiếu xạ

Hiệu quả tốt nhất của việc điều trị là ảnh hưởng của liều lượng trong tổ chức mật độ đồng đều. Song sự đồng đều chỉ đạt được với những bức xạ có năng lượng cao.

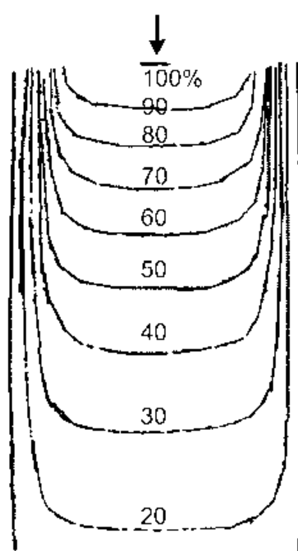
Với tia X có năng lượng từ 180 đến 200 kV, liều lượng trong tổ chức rất không đồng đều. Khi qua mô mềm, các tổ chức khác nhau hoặc xương thì có mức độ hấp thụ bức xạ khác nhau và ta khó kiểm tra sự khác nhau đó. Ta thấy liều lượng bị hấp thụ bởi xương gần như gấp 3 lần mô mềm. Khi chiếu xạ một tổ chức bị xương chặn ngang thì chùm tia đến tổ chức phải tính đến cả sự hấp thụ của xương. Liều lượng của chùm tia tới tổ chức sẽ giảm, mức độ giảm này phụ thuộc vào năng lượng bức xạ. Qua 3 cm xương, năng lượng tia X giảm đi 20%.

Ngoài ra, hiệu quả điều trị còn phụ thuộc vào sự đơn sắc của tia xạ. Với các bức xạ năng lượng cao thì sự đồng đều năng lượng tương đối tốt.

1.7.3. Bản đồ đồng liều

1.7.3.1. Đường cong đồng liều cơ bản

Muốn biết phân bố liều trong chùm tia, người ta phải đo liều lượng trong chùm tia đó rồi tìm những điểm có liều lượng giống nhau nối chúng lại ta sẽ có một bản đồ đồng liều mô tả liều lượng của chùm tia đó.



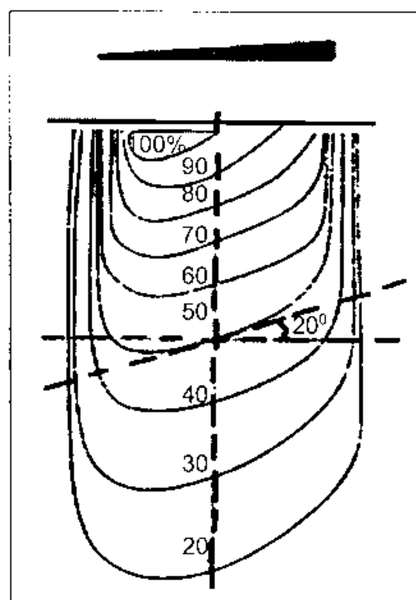
Hình 1-8: *Bản đồ đồng liều cơ bản trường 10cm × 10cm*

Để đo được chùm tia này, người ta chiếu chùm tia vào một khối nước rồi di chuyển đầu đo trong khối nước để đo liều.

Theo thực nghiệm, người ta thấy rằng: liều lượng cực đại của chùm tia dưới mặt nước 5mm trên đường trung tâm, còn ngoài điểm đó ra liều đều thấp hơn. Để vẽ được đường đồng liều trước hết phải đo được liều sâu cực đại, sau đó tính liều lượng còn 90%, 80%, 70%... là bao nhiêu. Ta dò máy trong khối nước và tìm tất cả những điểm có cùng liều lượng đó rồi nối lại với nhau. Kết quả ta được bộ đường cong đồng liều gọi là bộ đường cong đồng liều cơ bản. Tức là bộ đường cong đồng liều trong môi trường nước chứ không phải trong cơ thể con người. Muốn có bộ đường cong đồng liều trong cơ thể người thì phải hiệu chỉnh bộ đường cong đồng liều cơ bản.

1.7.3.2. Lọc nêm

Lọc nêm là một dụng cụ hình cái nêm bằng chì, khi cài vào chùm tia nó sẽ làm biến dạng các đường đồng liều cơ bản. Khi có nêm, các đường đồng liều cơ bản nghiêng đi so với trục của chùm.



Hình 1-9: *Các đường đồng liều nghiêng do lọc 20^0*

Mỗi lọc nêm được đặc trưng bởi sự nghiêng của các đường đồng liều mà nó gây ra. Góc này được xác định bằng góc của đường tiếp tuyến với

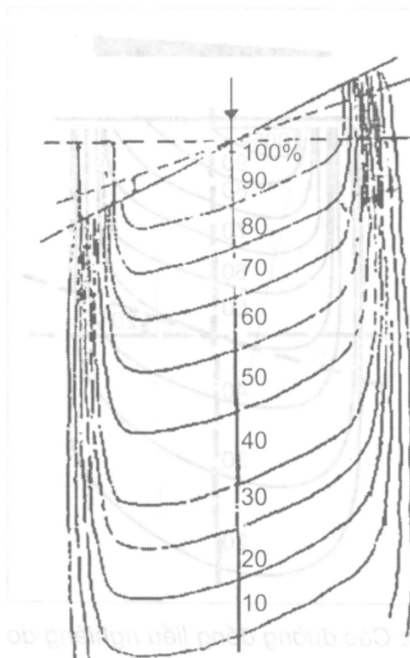
đường cong đồng liều 50% và đường vuông góc với trục chùm tia. Thường người ta làm những nêm có góc 20^0, 30^0, 45^0, 60^0.

Khi chiếu xạ bằng một chùm tia có nêm thì không ý nghĩa lắm nhưng nếu chiếu phối hợp 2 trường có nêm thì bản đồ tổng hợp liều lượng lại rất có ý nghĩa. Chẳng hạn như chiếu 2 trường trực giao cho xương hàm hoặc chiếu hai trường đối nhau trong điều trị tiền phẫu thuật ung thư vú.

1.7.3.3. Hiệu chỉnh chùm tia tới

Trong thực tế, chùm tia không bao giờ vuông góc với mặt da bệnh nhân và mặt da bệnh nhân không bao giờ phẳng. Nếu chùm tia nghiêng với mặt da một góc nào đó, thì theo kinh nghiệm thực tế, người ta thấy chùm tia sẽ chỉ nghiêng 2/3 góc đó mà thôi. Khi chiếu chùm tia vào bệnh nhân bao giờ ta cũng phải hiệu chỉnh chùm tia tới bằng quy luật nghiêng 2/3, sau đó tổng hợp các chùm tia đã hiệu chỉnh ta mới có bộ đường cong đồng liều tổng cộng thực trong cơ thể bệnh nhân.

Bằng cách này ta có thể kết hợp 2 trường, 3 trường, 4 trường và các trường có lọc nêm.



Hình 1-10: *Các đường đồng liều cơ bản bị nghiêng đi 2/3 khi chiếu nghiêng*

1.7.3.4. Hiệu chỉnh các chùm hình chữ nhật

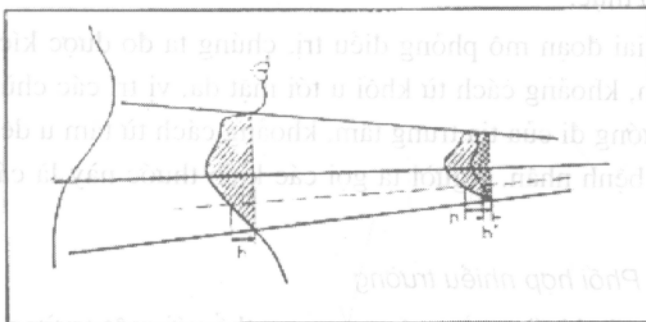
Trong thực tế, ít khi điều trị với các trường vuông vì vậy chúng ta phải tạo các bộ đường đồng liều cho chùm hình chữ nhật theo yêu cầu.

Thông thường ta chọn bộ đồng liều hình vuông có chiều rộng bằng chiều rộng hình chữ nhật rồi kéo dãn các đường cong đồng liều vùng biên ra bằng chiều dài hình chữ nhật. Kết quả là ta có bộ đường cong mới cho hình chữ nhật.

1.7.3.5. Đệm và bù

Đệm là một chất tương đương mô mà người ta đặt lên da bệnh nhân để làm cho mặt da phẳng, việc sử dụng đệm chỉ có ý nghĩa ở những nơi có tia-X 200KV.

Lọc bù chính là tấm đệm này nhưng để ra xa mặt da bệnh nhân nhưng vẫn bảo đảm đường đồng liều trong bệnh nhân cân đối.



***Hình 1-11:** Lọc bù*

1.7.3.6. Che chì

Khi chiếu xạ trường rộng ta thường phải che chì những khu vực không cần chiếu xạ. Những vùng này cần phải đặt gạch chì có bề dày tối thiểu 5cm để chặn ít nhất 95% tia. Nếu dùng bi chì có Paraphin liên kết thì bề dày tối thiểu là 6 cm.

Khi đặt một hòn gạch chì chữ nhật vào trường chiếu, trước hết ta tìm trường vuông góc tương đương với trường chiếu chữ nhật chưa che chắn, lấy hình vuông này trừ đi diện tích bề mặt che chắn rồi khai căn bậc 2 ta có kết quả là diện tích một hình vuông tương đương với trường chiếu đã bị che chì.

1.7.4. Mô phỏng điều trị

1.7.4.1. Đánh dấu và mô phỏng điều trị

Sau khi việc chẩn đoán bệnh đã được xác định, trước tiên để chuẩn bị cho bệnh nhân vào điều trị tia xạ, cần phải đánh dấu vùng cần điều trị. Việc đánh dấu dựa trên phim thẳng, phim nghiêng của bệnh nhân. Sau đó xác định vị trí các chùm tia. Đây là công việc làm trên máy mô phỏng điều trị, chùm tia-X trên máy mô phỏng có chỉ số hình học giống hệt chùm tia trong điều trị, tức là có cùng khoảng cách từ nguồn tới da bệnh nhân và cùng kích thước trường chiếu trên da bệnh nhân.

Muốn biết kích thước thực của bệnh nhân từ các tấm phim X-quang ta cần phải biết hệ số khuếch đại của phim là bao nhiêu. Muốn biết hệ số này ta phải đặt một nhẫn kim loại có kích thước đã biết, trong chùm tia song song với phim X-quang hệ số khuếch đại sẽ bằng số đo của nhẫn trên phim chia cho số đo thực.

Trong giai đoạn mô phỏng điều trị, chúng ta đo được kích thước thực của bệnh nhân, khoảng cách từ khối u tới mặt da, vị trí các chùm tia trên da bệnh nhân, hướng đi của tia trung tâm, khoảng cách từ tâm u đến tâm trường chiếu trên da bệnh nhân. Người ta gọi các kích thước này là các kích thước thông dụng.

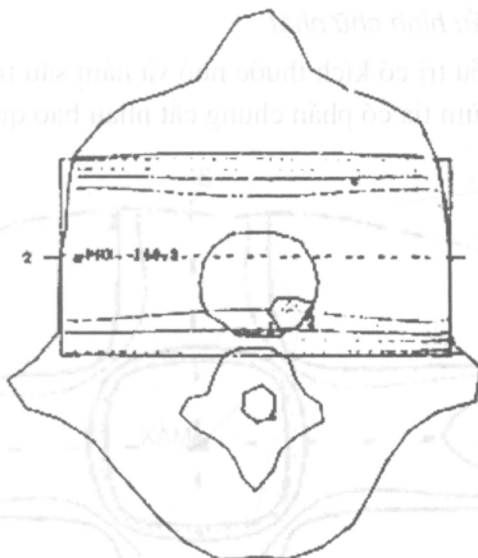
1.7.4.2. Phối hợp nhiều trường

Điều trị các khối u nằm sâu trong cơ thể với một trường chiếu sẽ dẫn đến sự khác nhau rất lớn giữa liều sâu và liều cực đại ở 5mm dưới da. Khi liều lượng này khác nhau 15% thì người ta không sử dụng phác đồ chiếu một trường nữa, lúc này người ta phải phối hợp nhiều trường chiếu vào cùng một khối u.

1.7.4.3. Trường chiếu đối nhau

Phương pháp đơn giản nhất trong phối hợp nhiều trường chiếu là chiếu hai trường đối nhau theo trục của nó. Ta đạt được sự đồng liều bởi vì khi liều lượng của một trường giảm xuống thì được bù đắp bằng liều tăng lên của trường kia (*do trường kia có chiều ngược lại*).

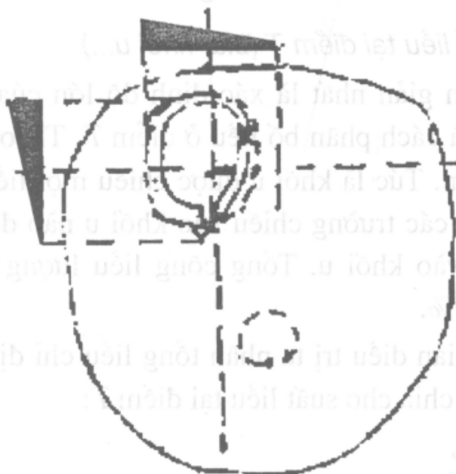
Phương pháp này sử dụng cho điều trị tia xạ vùng đầu cổ.



Hình 1-12: *Bản đồ đồng liều tổng hợp chiếu xạ vòm họng*

1.7.4.4. Hai trường trực giao

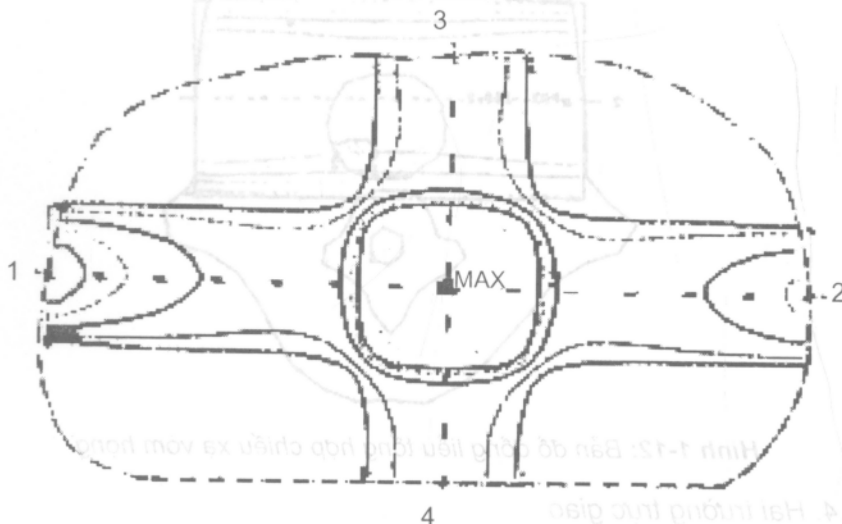
Khi điều trị một tổn thương mũi hầu ta có thể sử dụng một trường thẳng má và một trường bên tai. Cần thiết dùng lọc nêm nhằm tránh quá liều ở vùng da chung của 2 trường chiếu và lái vùng liều cao vào tâm khối u. Lọc nêm sẽ quay mũi nhọn vào phía trong của hai trường.



Hình 1-13: *Bản đồ đồng liều tổng hợp hai trường trực giao*

1.7.4.5. *Chiếu hình chữ nhật*

Khi vùng điều trị có kích thước nhỏ và nằm sâu trong các tổ chức ta sẽ dùng nhiều cặp chùm tia có phần chung cắt nhau bao quanh thể tích khối u.



Hình 1-14: *Bản đồ đồng liều tổng hợp chiếu xạ hình chữ nhật*

Nhiều lối vào cho phép giảm thấp liều chiếu vào các mô lành ở gần kề khối u, trong khi đưa được một liều lớn vào khối u.

1.7.5. Phân bố liều cho các trường chiếu

1.7.5.1. *Phân bố liều tại điểm T (bia, khối u...)*

Phương pháp đơn giản nhất là xác định độ lớn của mỗi chùm ở tâm của thể tích bia. Đây là cách phân bố liều ở điểm *T*. Theo cách này, ta phân bố dưới dạng phần trăm. Tức là khối u được chiếu một liều lượng tính bằng 100%. Ta phân bố cho các trường chiếu vào khối u nào đó, rồi tính liều mà trường đó phải chiếu vào khối u. Tổng cộng liều lượng của tất cả trường chiếu vào khối u là 100%.

Muốn tính thời gian điều trị ta nhân tổng liều chỉ định chiếu vào khối u với hệ số phân bố rồi chia cho suất liều tại điểm *T*:

$$t_n = D_T \times \frac{P_n}{D_n}$$

Trong đó:

– t_n: Thời gian chiếu xạ cho trường đó.

– D_t: Tổng liều chiếu vào khối u.

D_n: Suất liều tại khối u của chùm nào đó.

– P_n: Phần trăm liều lượng phân bố cho chùm.

1.7.5.2. Phân bố liều trên da

Theo cách này việc phân chia liều tới mỗi trường được cho bằng số mà nó tỷ lệ với liều lượng nhận được ở lối vào của một trường chiếu, liều lượng đó được gọi là liều mặt da. Ta hình dung rằng có hai trường chiếu, cùng chiếu vào một khối u. Ta cho chiếu vào trường 1 số 3 và chiếu vào trường 2 số 2. Như vậy tổng liều chiếu tại khối u chia làm 5 phần thì trường 1 chiếu vào 3 phần, còn trường 2 chiếu 2 phần. Muốn tính liều cho phương pháp phân bố này ta cần có liều sâu của mỗi trường là R_1, R_2. Sau đó tính liều sâu trung bình của 2 trường theo công thức sau:

$$RDT_{\text{trung bình}} = \frac{(R_1.P_1 + R_2.P_2)}{P_1 + P_2} = \frac{(R_1 \times 3 + R_2 \times 2)}{3+2}$$

Tiếp theo tính liều tổng cộng ở cửa vào bằng cách chia liều tổng cộng mà người ta muốn chiếu vào khối u cho liều sâu trung bình. Rồi lấy kết quả này chia cho tổng số phân bố của các trường, tiếp đó nhân kết quả với con số phân bố của mỗi trường, ta có liều vào mỗi chùm tia.

Trong ví dụ trên: Ta lấy tổng liều chia cho liều sâu trung bình rồi lấy kết quả chia cho tổng số số phân bố trường là 5, được bao nhiêu nhân với 3 ta được liều chiếu của chùm tia 1, nhân với 2 ta được liều chiếu của chùm tia số 2. Cuối cùng, muốn tính thời gian chiếu ta chia liều vào của mỗi chùm cho suất liều vào mỗi chùm đó.

1.7.5.3. Liều lượng bên ngoài trục chùm tia

Phân tích mặt cắt ngang chùm tia

Hệ số ngoài trục chùm tia F.H.A

Khi đi ra khỏi trục chùm tia liều lượng giảm đi do:

- Khoảng cách tới nguồn tăng.
- Tia tán xạ ở biên yếu hơn ở tâm chùm.

Khi đo liều từ biên trường này sang biên trường kia, ta thấy liều tăng nhanh, đến gần tâm tương đối bằng phẳng, rồi gần sang biên bên kia liều giảm nhanh.

Sự thay đổi liều lượng theo đường vuông góc với trục chùm tia có thể tính toán được nhờ hệ số ngoài trục chùm tia F.H.A bằng công thức:

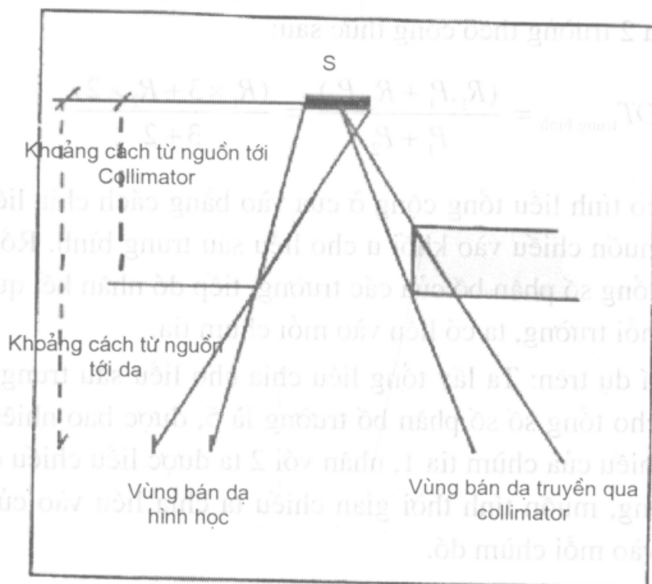
$$D_p = D_{\text{trục}} \times F.H.A$$

D_p là liều ở điểm P trên đường vuông góc với trục chùm tia.

Vùng bán dạ

Tương tự như chùm ánh sáng, sự giảm liều mà ta quan sát được ở biên chùm tia được gọi là vùng bán dạ.

Xét liều lượng trên một trường chiếu xạ, ta thấy liều lượng ở tâm trường là 100%. Vùng bán dạ nằm trong vùng từ 20% đến 80%.



***Hình 1-15:** Nguyên nhân của vùng bán dạ*

Giá trị có đường đồng liều 50% được gọi là giới hạn hình học của trường chiếu. Độ rộng vùng bán dạ phụ thuộc hai yếu tố:

- *Kích thước của nguồn:* Độ rộng vùng bán dạ tuỳ thuộc vào kích thước của nguồn và khoảng cách từ nguồn tới collimator. Để giảm

vùng bán dạ người ta đặt collimator xa nguồn nhất có thể được, nhưng không được gần mặt da dưới 15 cm.

- *Sự truyền qua collimator:* Được thiết kế có tâm hội tụ là tâm nguồn, song các điểm khác trên mặt nguồn cùng phát tia, các tia này đi qua một phần của collimator và bị mất một phần năng lượng, nên vùng này năng lượng thấp hơn phía trong chùm tia.

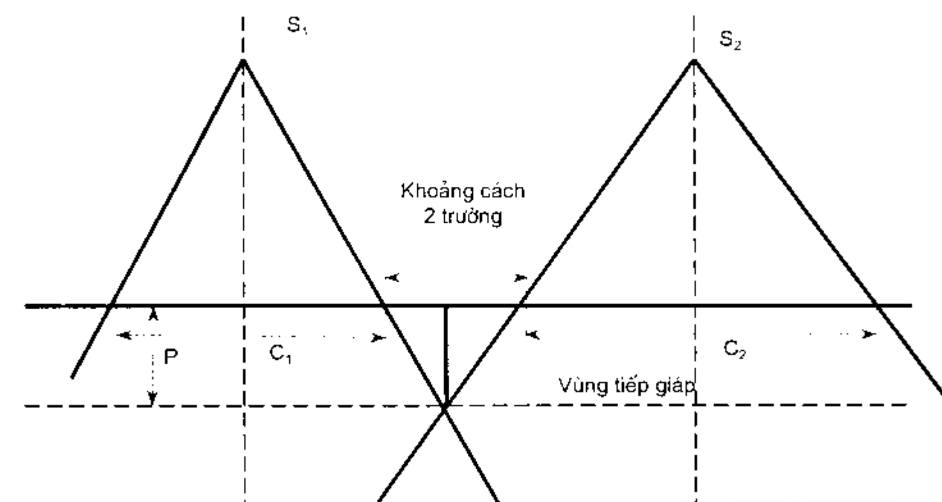
Vùng tiếp giáp của 2 chùm tia

Có trường hợp ta điều trị cho bệnh nhân bằng nhiều trường liên tiếp, nếu nối các giới hạn hình học của các chùm ta được tại vị trí điểm nối sẽ là 2 lần 50% của liều lượng chiếu vào của mỗi trường tức là đạt 100% bằng với liều ở tâm trường chiếu.

Áp dụng phép tính trong tam giác đồng dạng ta tính được khoảng cách cần phải để trên da bệnh nhân phụ thuộc vào khoảng cách từ nguồn tới da của mỗi chùm tia, kích thước mỗi chùm tia và độ sâu điểm nối hình học mà ta xác định.

Khoảng cách hai trường = $(P/SSD) \times (C_1/2 + C_2/2)$.

Nếu đặt hai trường không chính xác gần nhau hoặc xa nhau quá có thể gây ra quá liều hoặc thấp liều trong thể tích điều trị.



Hình 1-16: *Cách tính khoảng cách giữa hai trường nối nhau trên da bệnh nhân*

Chương 2

MÁY GIA TỐC TUYẾN TÍNH

2.1. GIỚI THIỆU CHUNG

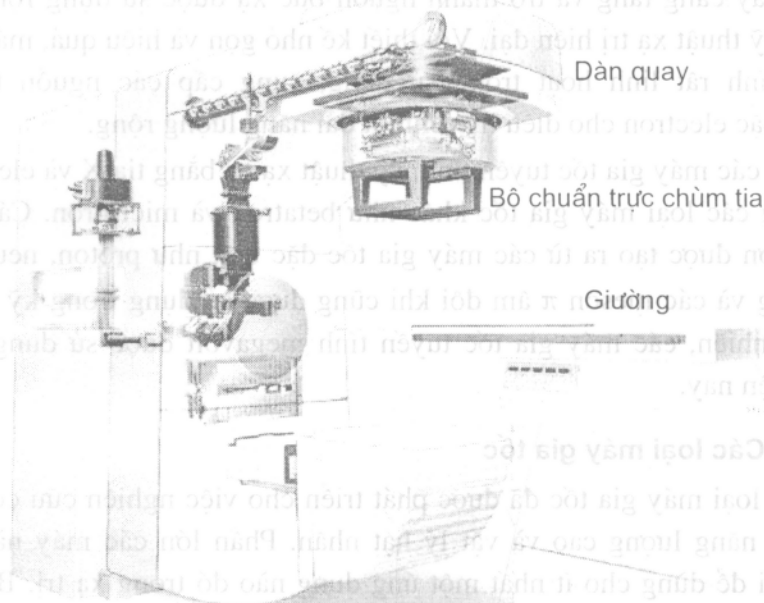
2.1.1. Tổng quan và phạm vi

Như chúng ta đã biết để nghiên cứu cấu trúc của vật chất ở trạng thái vi mô cần có những phương pháp khác hẳn so với trạng thái vĩ mô, một trong những phương pháp đó là sử dụng hạt bắn phá vào vật chất, hạt bao gồm những hạt cơ bản cũng như các ion của nguyên tử. Cấu trúc và tính chất của vật chất được phát hiện nhờ vào sự tương tác của các hạt bắn phá với vật chất nhưng để có khả năng như vậy thì các hạt phải có năng lượng nhất định và cường độ của chúng đủ lớn, phương tiện duy nhất giúp chúng ta làm điều đó là máy gia tốc.

Trong vật lý hạt nhân, để nghiên cứu bản chất và các đặc trưng của lực hạt nhân, các hạt cơ bản cần có những nguồn hạt gia tốc đến năng lượng rất cao. Chẳng hạn để tách một nucleon ra khỏi hạt nhân cần phải dùng chùm hạt có năng lượng lớn hơn năng lượng liên kết, trong thực tế các hạt gia tốc phải từ hàng chục đến hàng trăm MeV. Trong trường hợp đó máy gia tốc là phương tiện giúp ta làm việc này vì ngoài việc gia tốc hạt nó còn tạo ra những chùm hạt có mật độ lớn.

Những tiến bộ lớn đạt được trong kỹ thuật xạ trị những năm gần đây phần lớn dựa vào những tiến bộ trong công nghệ chế tạo máy gia tốc tuyến tính và tin học hoá. So với những máy xạ trị truyền thống (như máy phát tia X, các máy phát Van de Graaff, betatron và các thiết bị cobalt), các máy gia tốc tuyến tính là những thiết bị y tế mới dùng cho phân phối liều trong xạ trị. Hiện nay, máy gia tốc tuyến tính được xem là nguồn bức xạ ion hoá linh hoạt, thực tế và quan trọng nhất sử dụng trong kỹ thuật xạ trị.

Chương này trình bày những vấn đề thực tế liên quan tới việc sử dụng máy gia tốc tuyến tính trong xạ trị, tóm tắt lịch sử phát triển công nghệ máy gia tốc tuyến tính, mô tả các thành phần chính trong máy gia tốc tuyến tính và các đặc tính cơ bản của chùm tia bức xạ do máy gia tốc tuyến tính tạo ra, đồng thời thảo luận về vấn đề kiểm tra nghiệm thu, đưa vào hoạt động và các thủ tục đảm bảo chất lượng máy gia tốc tuyến tính. Các loại máy gia tốc khác sử dụng trong y học cũng được bàn tới với mục đích so sánh với hoạt động của máy gia tốc tuyến tính.



Hình 2-1: *Sơ đồ một máy gia tốc điều trị, chú ý mối quan hệ hình học giữa máy gia tốc tuyến tính và sự chuyển động của giường bệnh.*

2.1.2. Vai trò của máy gia tốc megavolt

Ngay sau sự khám phá ra tia X của Roentgen năm 1895, trong quá trình khởi đầu của kỹ thuật xạ trị, công nghệ phát tia xạ ban đầu chú trọng vào việc tạo ra cường độ và năng lượng chùm electron và photon cao hơn, và

gần đây là việc máy tính hoá và phân phối chùm tia với năng lượng điều chỉnh được. Trong suốt 50 năm đầu phát triển kỹ thuật xạ trị, công nghệ xạ trị phát triển khá chậm chạp và chủ yếu dựa trên ống tia X, máy phát Van de Graaff và betatron. Phát minh về thiết bị điều trị từ xa Cobalt-60 của H.E.Johns đầu những năm 50 của thế kỷ XX đã tạo nên một bước phát triển lớn trong việc tìm kiếm những nguồn photon năng lượng lớn hơn và thiết bị cobalt đã được đặt lên vị trí hàng đầu trong một số năm. Trong cùng thời gian đó, máy gia tốc tuyến tính cũng được nghiên cứu phát triển, đã nhanh chóng chiếm ưu thế so với thiết bị cobalt, phát triển qua năm thế hệ với độ phức tạp ngày càng tăng và trở thành nguồn bức xạ được sử dụng rộng rãi nhất trong kỹ thuật xạ trị hiện đại. Với thiết kế nhỏ gọn và hiệu quả, máy gia tốc tuyến tính rất linh hoạt trong sử dụng, cung cấp các nguồn tia X megavolt hoặc electron cho điều trị với một dải năng lượng rộng.

Ngoài các máy gia tốc tuyến tính, kỹ thuật xạ trị bằng tia X và electron còn sử dụng các loại máy gia tốc khác như betatron và microtron. Các hạt hiếm gặp hơn được tạo ra từ các máy gia tốc đặc biệt như proton, neutron, các ion nặng và các meson π âm đôi khi cũng được sử dụng trong kỹ thuật xạ trị. Tuy nhiên, các máy gia tốc tuyến tính megavolt được sử dụng phổ biến nhất hiện nay.

2.1.3. Các loại máy gia tốc

Nhiều loại máy gia tốc đã được phát triển cho việc nghiên cứu cơ bản trong vật lý năng lượng cao và vật lý hạt nhân. Phần lớn các máy này đã được sửa đổi để dùng cho ít nhất một ứng dụng nào đó trong xạ trị. Bất kể đối với loại máy gia tốc nào, hai điều kiện gia tốc hạt sau cần phải được thoả mãn: (1) hạt phải được tích điện và (2) điện trường phải được cung cấp và hướng theo chiều di chuyển của hạt. Các loại máy gia tốc khác nhau ở cách chúng tạo ra điện trường gia tốc và điện trường đó tác động lên các hạt như thế nào.

Nhìn chung, các hạt tích điện cần gia tốc được phun vào máy gia tốc từ một nguồn thích hợp. Sau đó, dưới tác động của điện trường, chúng được chuẩn trực vào một tia và chuyển động theo quỹ đạo xác định trong chân không cho tới khi đạt được động năng cần thiết. Khi đó, chùm hạt được tách khỏi máy gia tốc hoặc được dùng để bắn phá mục tiêu nhằm tạo ra phản ứng

mong muốn. Điện trường gia tốc có thể ở dạng liên tục hoặc dạng xung. Các hạt phải được gia tốc trong môi trường có độ chân không cao (~10^{-6} torr) để tránh bị cản lại và phân tán do va chạm với các phân tử khí. Mỗi hạt mang điện âm hoặc dương, bất kể khối lượng của hạt nặng hay nhẹ, đều có thể được gia tốc trong một máy gia tốc thích hợp.

Theo điện trường gia tốc, có hai loại máy gia tốc: (1) tĩnh điện và (2) vòng. Trong các máy gia tốc tĩnh điện, các hạt được gia tốc bởi điện trường tĩnh điện qua sự chênh lệch điện áp, không đổi theo thời gian. Giá trị điện áp này quyết định giá trị động năng cuối cùng của các hạt. Do trường tĩnh điện là đồng đều, động năng các hạt đạt được chỉ phụ thuộc vào điểm xuất phát và điểm đích, do đó, không thể lớn hơn thế năng tương ứng với chênh lệch điện thế lớn nhất tồn tại trong máy. Năng lượng có thể đạt tới của máy gia tốc tĩnh điện bị giới hạn bởi sự phóng điện giữa cực cao thế và tường phòng máy khi chênh lệch điện thế đạt tới một giá trị tới hạn nhất định (điển hình ~10^6V).

Các ví dụ về máy gia tốc tĩnh điện gồm có: các ống tia X dùng cho xạ trị trực áp và xạ trị bề mặt, các máy phát Van de Graaff, các máy phát neutron và các máy phát Cockroft-Walton. Kỹ thuật xạ trị khởi đầu với các ống tia X nhưng phát minh về máy điều trị megavolt đã thu hẹp ứng dụng của các ống tia X cho việc điều trị các vết thương bề mặt da và xạ trị nội phẫu. Trước phát hiện về betatron và máy gia tốc tuyến tính, các máy phát Van de Graaff, tuy cồng kềnh, đã cung cấp nguồn tia X megavolt ở mức chấp nhận được; ngày nay, các máy phát này không còn được sử dụng trong xạ trị nữa. Các máy phát Cockroft-Walton là điển hình cho trang bị vật lý nguyên tử cơ bản nhưng nhìn chung không được sử dụng trong y học, còn các máy phát neutron có khả năng cung cấp nguồn neutron 14 MeV cho xạ trị.

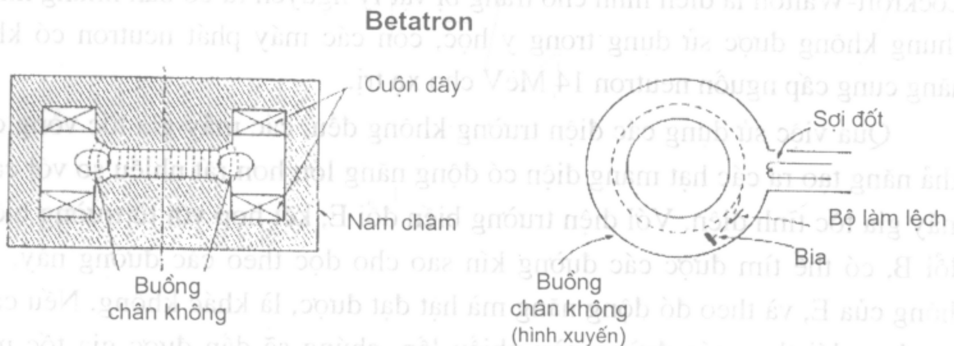
Qua việc sử dụng các điện trường không đều, các máy gia tốc vòng có khả năng tạo ra các hạt mang điện có động năng lớn hơn rất nhiều so với các máy gia tốc tĩnh điện. Với điện trường biến đổi E, kết hợp với từ trường biến đổi B, có thể tìm được các đường kín sao cho dọc theo các đường này, từ thông của E, và theo đó động năng mà hạt đạt được, là khác không. Nếu các hạt được lái theo các đường này nhiều lần, chúng sẽ dần được gia tốc mà không bị hạn chế bởi điện áp giới hạn của máy. Trong các máy gia tốc vòng, điện trường gia tốc chỉ tương ứng với một phần nhỏ giá trị động năng cuối

cùng của các hạt. Động năng cuối cùng này lớn là do các hạt được gia tốc qua cùng một mức chênh lệch điện thế giá trị nhỏ một số lớn lần.

Xét theo đường đi của các hạt mang điện, có hai loại đường: thẳng (linac) và cong (betatron, microtron, cyclotron, synchrocyclotron và synchrotron). Trong máy gia tốc thẳng, các hạt mang điện được dẫn theo một đường tuyến tính, qua cùng một mức chênh lệch điện thế thấp nhiều lần. Do đó, các máy gia tốc tuyến tính cũng được xếp vào nhóm các máy gia tốc vòng như các máy gia tốc cung cấp các đường cong gia tốc hạt phổ biến khác.

2.1.3.1. Betatron

Betatron được phát triển vào năm 1940 bởi D.W.Kerst như một máy gia tốc electron vòng cho nghiên cứu vật lý cơ bản. Tuy nhiên, ngay sau đó, người ta đã nhận thấy khả năng ứng dụng của loại máy này trong kỹ thuật xạ trị. Máy này chứa một nam châm điện được cấp một dòng xoay chiều có tần số trong khoảng 50-200Hz. Các electron chuyển động trong một buồng chân không hình xuyến (*toroidal*) đặt giữa hai cực của nam châm điện. Về khái niệm, có thể xem betatron tương tự như một máy biến thế. Dòng sơ cấp là dòng xoay chiều cung cấp cho nam châm và dòng thứ cấp là dòng electron chạy vòng quanh hình xuyến (quanh buồng). Các electron được gia tốc bởi điện trường, được tạo ra trong buồng hình xuyến bởi từ thông thay đổi trong nam châm điện và được giữ trong quỹ đạo tròn bởi từ trường có trong buồng hình xuyến (hình 2-2).

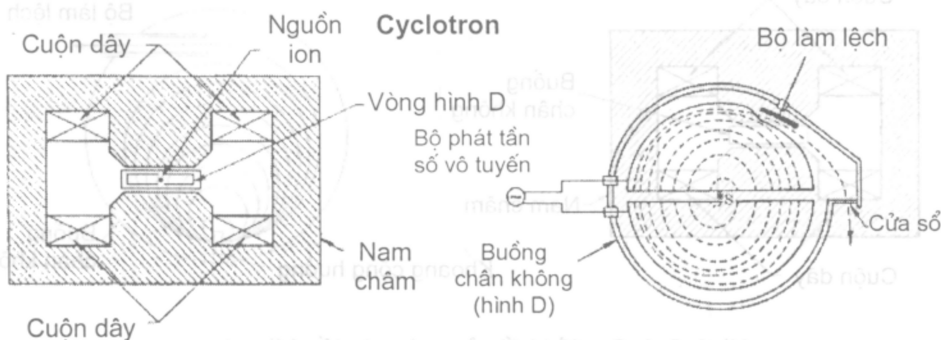


***Hình 2-2:** Sơ đồ khối của máy gia tốc Betatron*

Trong những năm 50 của thế kỷ XX, betatron giữ một vai trò quan trọng trong kỹ thuật xạ trị megavolt. Tuy nhiên, sự phát triển các máy linac ban đầu đã gạt chúng ra ngoài lề và cuối cùng đưa chúng vào quên lãng. Rất nhiều ưu điểm mà các máy linac đem lại so với betatron như suất liều chùm tia cao hơn rất nhiều (10Gy/phút so với ~1Gy/phút), kích thước trường rộng hơn, hoàn toàn đồng tâm, thiết kế nhỏ gọn hơn và hoạt động của máy ít ồn hơn. Ưu điểm duy nhất của betatron so với linac là chi phí thấp hơn cho cùng một mức động năng của chùm electron.

2.1.3.2. Cyclotron

Cyclotron được phát triển vào năm 1930 bởi E.O.Lawrence để gia tốc các ion (proton, deuteron, các ion nặng hơn) tới động năng cỡ một vài MeV. Ban đầu, cyclotron được sử dụng trong nghiên cứu vật lý hạt nhân cơ bản, nhưng sau đó đã trở nên quan trọng trong các ứng dụng y học. Nó cho phép tạo ra các đồng vị phóng xạ cho y học hạt nhân cũng như tạo ra các chùm proton và neutron cho xạ trị. Trong cyclotron, các hạt được gia tốc theo các quỹ đạo xoắn ốc đi trong hai điện cực hình bán trụ chân không bởi từ trường đều (~1 T) được tạo ra giữa các mảnh cực của một nam châm lớn. Một điện áp tần số vô tuyến (RF) với tần số giữa 10 và 30MHz được đặt vào giữa hai điện cực. Các hạt mang điện được gia tốc khi chúng vượt qua khoảng trống giữa hai điện cực này. Bên trong các điện cực không có điện trường và các hạt này trôi đi dưới ảnh hưởng của từ trường theo quỹ đạo nửa vòng tròn với tốc độ không đổi cho tới khi chúng lại đi qua khoảng trống giữa hai điện cực trên. Nếu trong lúc đó, điện trường đổi chiều thì hạt sẽ lại được tăng tốc qua qua khoảng trống giữa hai điện cực và có thêm một lượng động năng nhỏ trôi trong điện cực kia theo nửa vòng tròn có bán kính lớn hơn nửa vòng trong trước, tạo nên một quỹ đạo hình xoắn ốc và động năng của hạt tăng dần sau một số lớn lần vượt qua khoảng trống giữa hai điện cực (hình 2-3).



Hình 2-3: *Sơ đồ khối máy gia tốc cyclotron*

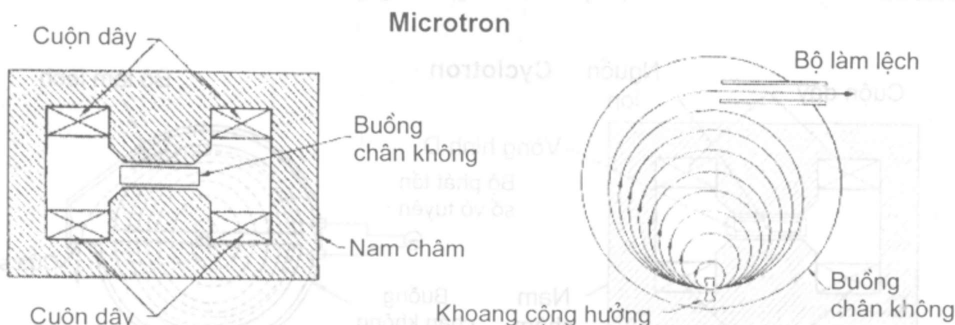
Về nguyên tắc cyclotron là một máy gia tốc đơn giản và thực hiện được, tuy nhiên, động năng hạt lớn nhất máy có thể tạo ra chỉ giới hạn ở vài phần trăm của năng lượng còn lại của các hạt được gia tốc (do sự tăng tương đối của khối lượng hạt với vận tốc). Với sự tăng lên của khối lượng hạt và động năng, thời gian trôi giữa hai cực không còn là hằng số nữa mà cũng tăng lên khiến cho hạt và trường RF cuối cùng bị lệch pha và không còn khả năng gia tốc hạt nữa. Do đó, cyclotron không thể sử dụng để gia tốc electron được và giới hạn động năng thực tế cho proton là ~10MeV và cho deuteron là ~20MeV.

2.1.3.3. Synchrocyclotron

Synchrocyclotron được cải tiến từ cyclotron, đã vượt qua giới hạn năng lượng của cyclotron chuẩn bằng cách điều chỉnh tần số của máy phát tần số vô tuyến (RF) tương ứng với sự tăng tương đối của khối lượng hạt. Điều đó cho phép hạt được giữ đồng bộ với trường gia tốc bất chấp sự tăng khối lượng của hạt theo năng lượng và thu được kết quả là năng lượng cuối cùng của hạt được gia tốc lớn hơn rất nhiều.

2.1.3.4. Microtron

Microtron là một máy gia tốc electron kết hợp các tính năng của máy gia tốc tuyến tính và cyclotron. Khái niệm về microtron được phát triển bởi V.I.Veksler năm 1944 và máy này được sử dụng trong xạ trị chùm electron và photon ngày nay, cho dù chúng được sử dụng ít hơn linac rất nhiều (hình 2-4).



***Hình 2-4:** Sơ đồ khối của máy gia tốc Microtron*

Có hai loại microtron: vòng *(circular)* và đường *(racetrack)*.

Trong loại microtron vòng, các electron đạt được năng lượng từ một khoang cộng hưởng vi sóng và vẽ ra một quỹ đạo tròn có bán kính tăng dần dưới dạng một từ trường đồng nhất. Để giữ các hạt cùng pha với công suất vi sóng, điện áp khoang, tần số và từ trường được điều chỉnh theo cách mà sau mỗi lần qua khoang, các electron nhận thêm một năng lượng do tăng thời gian truyền qua trong từ trường, mà thời gian này bằng với một số chu kỳ của vi sóng.

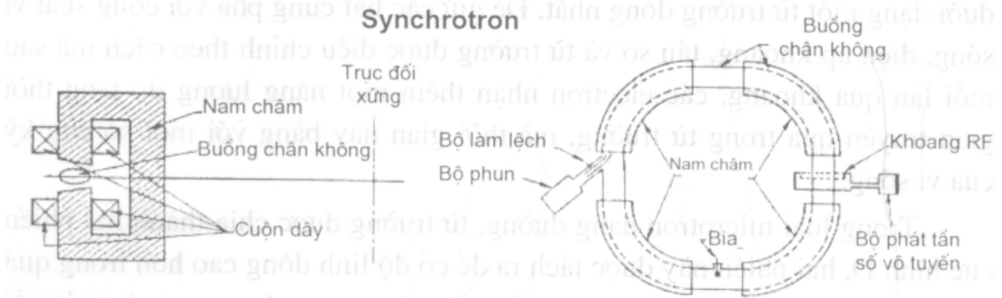
Trong loại microtron dạng đường, từ trường được chia thành hai phiến cực hình D, hai phiến này được tách ra để có độ linh động cao hơn trong quá trình phun điện tử một cách hiệu quả và đạt được năng lượng cao hơn ở mỗi quỹ đạo qua việc sử dụng cấu trúc gia tốc nhiều khoang tương tự với loại được sử dụng trong máy gia tốc tuyến tính. Các quỹ đạo điện tử bao gồm hai nửa vòng tròn và hai phần thẳng.

Một thuận lợi nữa của microtron so với máy gia tốc tuyến tính là sự phân tán chùm nhỏ hơn và sự trải năng lượng trong phổ chùm nhỏ hơn, sự đơn giản trong vận chuyển chùm từ buồng chân không tới bia tia X và đơn giản trong việc sử dụng nhiều ranh giới chùm tia. Vài phòng xạ trị có thể được thiết kế để cùng dùng một microtron đặt ở trung tâm, nâng cao hiệu quả hỗ trợ xạ trị.

2.1.3.5. Synchrotron

Trong máy gia tốc synchrotron, giống như máy betatron, các hạt chuyển động theo quỹ đạo tròn với bán kính không đổi bên trong một buồng chân không dưới dạng một hình xuyến (hình 2-5). Hình xuyến này được đặt bên trong một từ trường, từ trường này thay đổi theo thời gian để làm tăng khối lượng các hạt theo năng lượng. Các hạt này được gia tốc bởi điện trường RF, điện trường này được đặt tại một điểm xác định của buồng chân không và đạt được bằng cách các sóng điện từ 'đứng' trong khoang cộng hưởng mà các hạt đi qua. Tần số hoạt động vào khoảng vài MHz đối với proton và vài trăm MHz đối với electron. Để tránh dùng một khoảng điều chế tần số rộng của trường RF, các hạt thường được phun vào máy gia tốc sau khi được gia tốc tới một năng lượng là vài MeV bằng một máy gia tốc phụ trợ (điện trường tĩnh hoặc gia tốc tuyến tính) gọi là máy phun (injector).

Synchrotron thường được sử dụng trong nghiên cứu vật lý năng lượng cao nhưng cũng được sử dụng như các nguồn xạ trị bằng chùm proton.



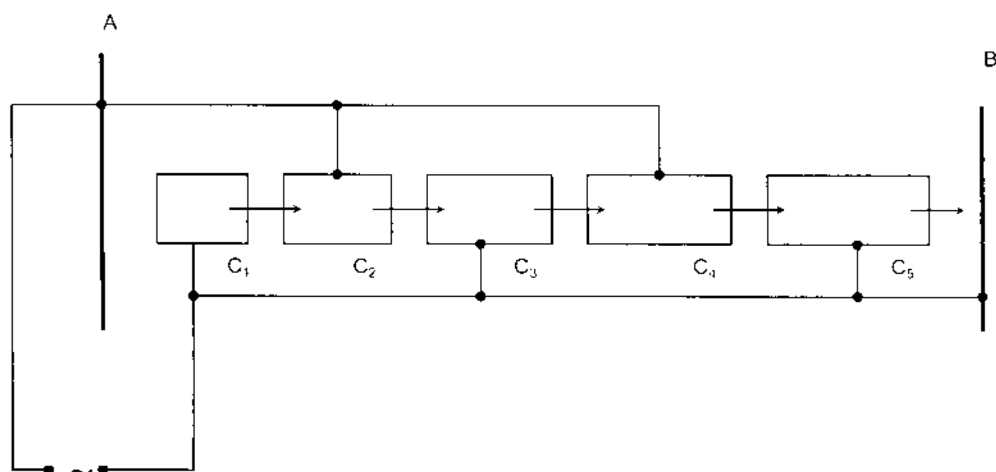
Hình 2-5: Sơ đồ máy gia tốc Synchrotron

2.2. NGUYÊN LÝ GIA TỐC THẲNG

Máy gia tốc tuyến tính là loại máy mà hạt tích điện được gia tốc nhờ điện trường một chiều hoặc xoay chiều có điện thế cao và quỹ đạo của hạt là đường thẳng khi chuyển động trong điện trường.

Năm 1932, Walton và Cokraft đã thành công trong việc biến đổi hạt nhân bền thành hạt nhân phóng xạ bằng phản ứng hạt nhân với photon. Để gia tốc photon đạt đến năng lượng cần thiết, hai ông đã dùng phương pháp gia tốc điện trường bằng một sơ đồ nối tiếp các tụ điện để tạo ra điện thế cao từ 600.000 ÷ 800.000 Volt và đưa điện áp đó vào ống chân không. Nhưng sử dụng điện trường một chiều chỉ gia tốc đến 2 ÷ 3 MeV không thể giải quyết được những vấn đề liên quan đến hạt nhân nguyên tử. Lawriton và Sloan đã giải quyết vấn đề bằng cách thay đổi việc sử dụng điện trường một chiều bằng điện trường xoay chiều. Lúc đầu người ta nghi ngờ về khả năng điện trường xoay chiều có thể gia tốc được các hạt hay không. Vì là điện trường xoay chiều nên hướng của lực điện trường bị thay đổi theo chu kỳ. Khi hướng của nó trùng với hướng chuyển động của hạt thì hạt được gia tốc nhưng khi lực điện trường có hướng ngược lại thì hạt sẽ bị giảm tốc. Nếu thời gian hạt được gia tốc bằng thời gian hạt bị hãm thì quá trình này có thể nhận được một năng lượng đáng kể không? Chính vì lý do đó mà thời gian đầu người ta đã nghĩ đến việc tạo ra các điện trường một chiều để tránh sự thay đổi chiều của lực điện trường theo chu kỳ.

Song người ta đã tìm ra được biện pháp gia tốc hạt trong điện trường xoay chiều như sau:



Hình 2-6: *Sắp xếp các ống tạo sự gia tốc*

Giả thiết rằng giữa các cực A và B được tạo ra một điện trường xoay chiều (hình 2-6).

Ta đặt vào giữa các cực này một loạt ống hình trụ được ký hiệu là C_1, C_2, C_3, C_4và C_5. Để giữa các ống này cũng như giữa chúng và các điện cực A, B được tạo ra điện trường xoay chiều như giữa A và B thì các ống C_1, C_3, C_5 được nối với điện cực B còn C_2, C_4 nối với cực A.

Kết quả giữa A và C_1, C_2 và C_3, C_4 và C_5 có cùng một hiệu điện thế, đồng thời giữa C_1 và C_2, C_3 và C_4 có cùng giá trị hiệu điện thế như các cặp cực trên nhưng ngược chiều. Điều đó có nghĩa là nếu một hạt được gia tốc trong không gian giữa A và C_1 thì trong không gian giữa C_1 và C_2 hạt này sẽ bị điện trường hãm lại. Song tốc độ của hạt tuy rất lớn nhưng vẫn có giới hạn, do đó để đi qua được ống C_1 hạt mất một thời gian nhất định nào đó và trong thời gian này hạt không được gia tốc. Nhưng vì các điện cực nối với điện trường xoay chiều nên trong thời gian hạt đi trong ống C_1, điện trường giữa C_1 và C_2 đổi chiều. Mà độ dài ống C_1 có thể chế tạo khác nhau và hiển nhiên có thể chọn sao cho điện trường giữa C_1và C_2 không hãm mà gia tốc hạt.

Ta giả thiết tiếp là trong thời điểm khi điện trường hướng từ A đến B (*tức là điện thế ở cực A cao hơn ở cực B*) và có giá trị cực đại thì từ điện cực

A sẽ bay ra những điện tích dương. Dưới tác dụng của điện trường hạt sẽ chuyển động từ A sang B và được gia tốc. Khi hạt đến ống C_1 nó thu được năng lượng bằng eU, trong đó e là điện tích của hạt, còn U là hiệu điện thế giữa A và C_1. Khi hạt đi vào bên trong ống, điện trường sẽ không còn tác động lên hạt nữa và nó sẽ chuyển động với tốc độ ổn định. Trong thời gian đó điện trường đổi chiều, hiệu điện thế giữa A và C_1 giảm đến 0 sau đó đổi dấu nghĩa là thế ở điện cực C_1 trở thành lớn hơn thế ở A. Chúng ta sẽ chọn độ dài của ống C_1 sao cho tại thời điểm khi mà hiệu điện thế giữa A và C_1 đạt đến giá trị âm lớn nhất thì các hạt chuyển động đến điểm cuối cùng của ống C_1. Sau ống C_1, lắp ống C_2 gắn với cực A sao cho điện thế ở cực A và ống C_2 là như nhau ở mọi thời điểm. Trong thời gian hạt chuyển động vào không gian các ống, thế năng của cực B sẽ lớn hơn thế năng của điện cực A vì vậy hạt trên đường từ C_1 đến C_2 lại được gia tốc và thu thêm được một năng lượng eU, như vậy khi đi vào ống C_2 (*nơi không có điện trường*) nó có năng lượng bổ sung là 2eU.

Tiếp theo quá trình chuyển động của hạt trong ống C_2 điện trường giữa các ống và điện cực sẽ tiếp tục thay đổi. Chúng ta chọn độ dài của ống C_2 sao cho vào thời điểm khi hiệu điện thế giữa A và B đạt tới giá trị cực đại, hạt có thể đi được đến cuối ống C_2. Nếu sau ống C_2 đặt ống C_3 có cùng hiệu điện thế với điện cực B tại mọi thời điểm thì trên đường đi giữa C_2 và C_3 hạt lại được gia tốc (*tức là thời điểm đó thế của ống C_2 lớn hơn thế của ống C_3*). Nó nhận được thêm một năng lượng eU trước khi đi vào ống C_3... Như vậy, khi đi vào ống C_5 năng lượng của nó sẽ là 5eU. Nếu ta không chỉ sử dụng 5 ống mà nhiều hơn và độ dài các ống được lựa chọn sao cho mỗi lần điện trường thay đổi dấu trong khi hạt chuyển động trong ống thì hạt sẽ được gia tốc mỗi lần đi từ ống này sang ống kia.

Để thực hiện việc gia tốc hạt là đồng bộ khi chuyển động trong các ống thì thời gian chúng chuyển động trong mỗi ống phải bằng nhau. Điều đó đòi hỏi độ dài các ống tăng dần vì năng lượng và tốc độ tăng dần. Thời gian hạt được gia tốc đi trong các ống được tính theo công thức sau:

$$t = \frac{l_1}{v_1} = \frac{l_2}{v_2} = \frac{l_3}{v_3}$$

Trong đó l_1, l_2,l_3... và v_1, v_2, v_3... là độ dài và vận tốc của hạt chuyển động trong các ống tương ứng.

Mặt khác ta có:

$$\frac{mv^2}{2} = eU$$

Do đó:

$$v_1 = \sqrt{\frac{2 \times 1eU}{m}},\ v_2 = \sqrt{\frac{2 \times 2eU}{m}},\ v_3 = \sqrt{\frac{2 \times 3eU}{m}} \ldots$$

Từ đó ta có:

$$\frac{l_1}{\sqrt{\frac{2 \times 1eU}{m}}} = \frac{l_2}{\sqrt{\frac{2 \times 2eU}{m}}} = \frac{l_3}{\sqrt{\frac{2 \times 3eU}{m}}} = \ldots$$

Vì vậy:

$$l_1 : l_2 : l_3 : \ldots = 1 : \sqrt{2} : \sqrt{3} : \ldots$$

Nếu như trong máy gia tốc có n điện cực thì năng lượng hạt thu được khi chuyển động từ cực thứ nhất đến cực thứ n sẽ là $n \times eU$.

Như vậy có thể nói rằng nếu ta có một hệ thống gồm một lượng lớn điện cực có kích thước phù hợp với một hiệu điện thế U nhỏ chúng ta có khả năng cung cấp cho hạt một năng lượng rất lớn.

Phương pháp này đã được Lawrence sử dụng thành công, với một hệ thống gồm 31 điện cực trên đó đặt một hiệu điện thế bằng 42000 Volt đã gia tốc được ion Hg đến năng lượng 1.260.000 eV.

Tần số của nguồn điện thế xoay chiều theo tính toán cỡ hàng chục MHz. Người ta sử dụng máy gia tốc tuyến tính để gia tốc điện tử cũng như photon, có những loại máy với công suất lớn có thể gia tốc điện tử lên đến 1 GeV hoặc cao hơn nữa. Máy gia tốc này được tạo thành từ các phần mà mỗi phần là một máy cộng hưởng đối với sóng vô tuyến, trong đó thay bằng sóng đứng có các cực đại và cực tiểu của điện trường chuyển động với tốc độ

gần bằng tốc độ ánh sáng. Máy phát sóng cho tần số 3×10^9 Hz và công suất của nó đạt 10^7 W đối với các xung có thời gian $1\div2$ μs. Máy gia tốc này làm việc theo chế độ xung với tần số lặp là 60 xung/s và được sử dụng để nghiên cứu tương tác giữa điện tử và photon.

2.3. THIẾT KẾ CƠ BẢN CỦA MỘT MÁY GIA TỐC MEGAVOLT

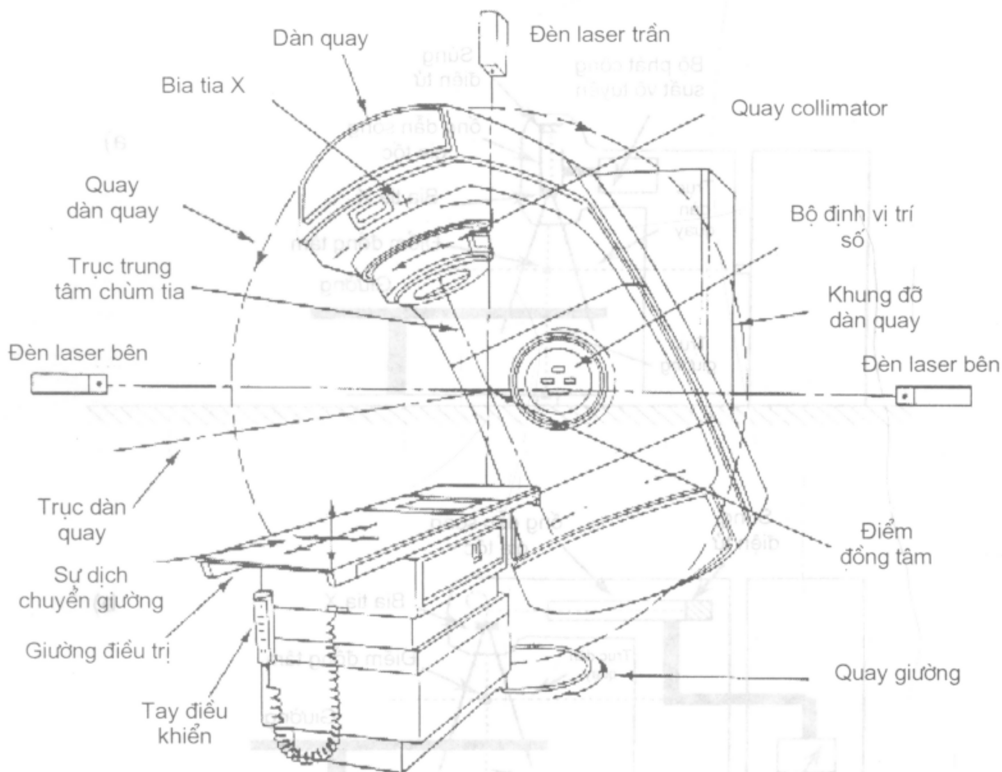
2.3.1. Các thành phần chính của một máy gia tốc

Các thành phần hoạt động chính của một máy gia tốc y tế thường được chia thành 5 hệ thống sau: (1) hệ thống bơm, (2) hệ thống tần số vô tuyến, (3) hệ thống thiết bị phụ trợ, (4) hệ thống vận chuyển chùm tia, và (5) hệ thống theo dõi và chuẩn trực chùm tia.

Hệ thống bơm là một nguồn electron và được gọi là súng điện tử. Hệ thống tần số vô tuyến được sử dụng để gia tốc các hạt, bao gồm một vài thành phần chính như: (1) nguồn tần số vô tuyến, nguồn này có thể là nguồn magnetron hoặc một bộ phận lái tần số vô tuyến kết hợp với một klystron, (2) một bộ điều chế phát ra các xung có công suất cao và chu kỳ ngắn để vận hành súng điện tử và hệ thống phát tần số vô tuyến, (3) một khối điều khiển, định thời cho bộ điều chế, (4) ống dẫn sóng gia tốc, trong đó các electron được gia tốc, và (5) một circulator cho phép truyền công suất vô tuyến chỉ từ nguồn tới ống dẫn sóng gia tốc nhưng không theo hướng ngược lại.

Hệ thống phụ trợ bao gồm một hệ thống bơm chân không, hệ thống làm lạnh nước, hệ thống nén khí, hệ thống chất điện môi bằng gas để truyền vi sóng từ bộ phát tần số vô tuyến tới ống dẫn sóng gia tốc và bảo vệ ngăn bức xạ dò. Hệ thống vận chuyển chùm vận chuyển chùm electron trong chân không từ ống dẫn sóng gia tốc tới bia hoặc lá tán xạ, kết hợp với thiết bị lái từ trường và các thiết bị hội tụ. Hệ thống chuẩn trực và theo dõi chùm được đặt trong đầu điều trị, cung cấp hình dạng và theo dõi chùm tia X hoặc chùm electron lâm sàng.

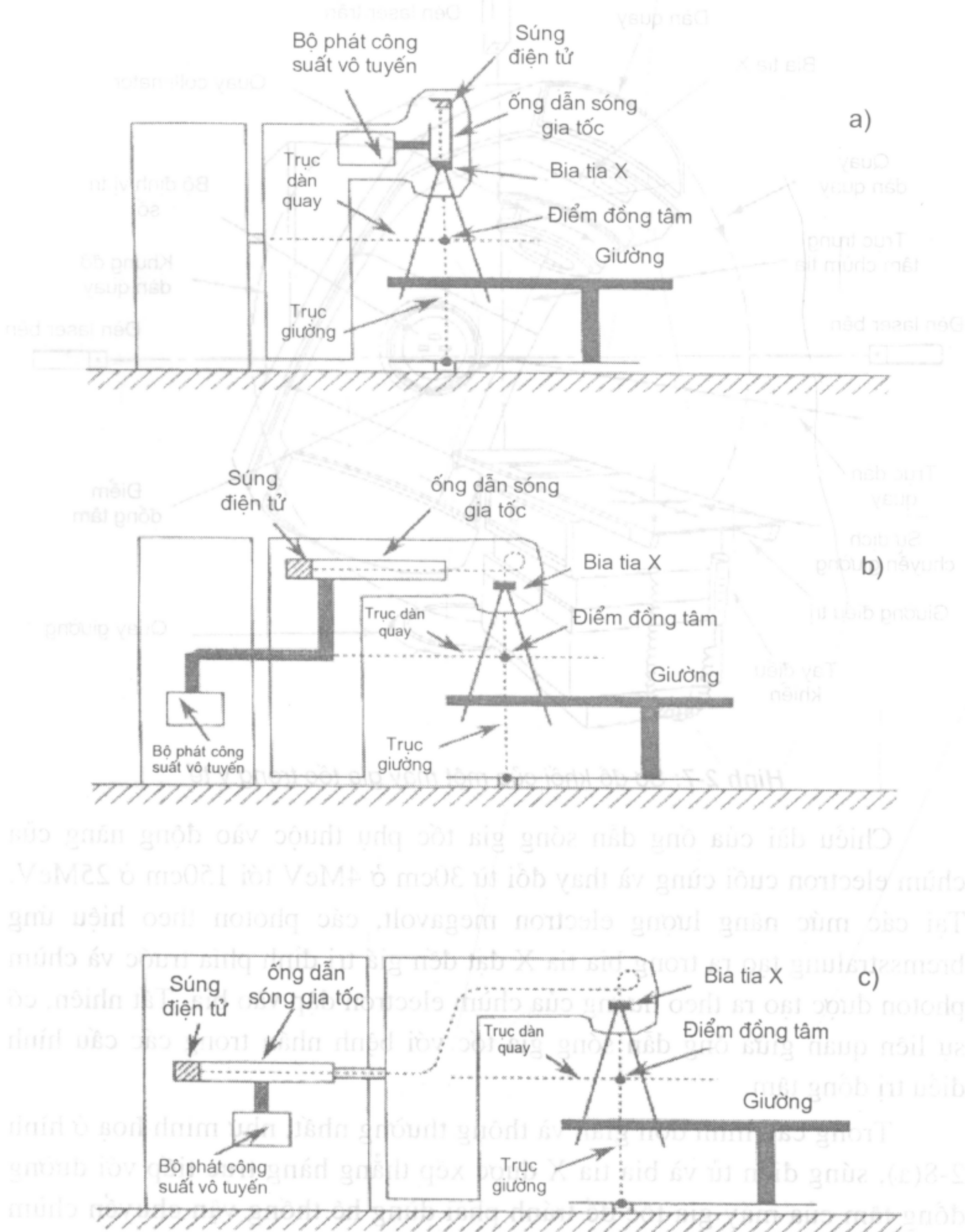
Sơ đồ khối của một máy gia tốc trong y học được minh hoạ ở hình 2-7. Sơ đồ này cho thấy các thành phần và mối liên hệ giữa các bộ phận. Tuy nhiên, có sự khác nhau đáng kể giữa các máy tuỳ thuộc vào động năng của chùm electron cuối cùng cũng như thiết kế đặc biệt của nhà sản xuất.



Hình 2-7: Sơ đồ khối của một máy gia tốc trong y tế

Chiều dài của ống dẫn sóng gia tốc phụ thuộc vào động năng của chùm electron cuối cùng và thay đổi từ 30cm ở 4MeV tới 150cm ở 25MeV. Tại các mức năng lượng electron megavolt, các photon theo hiệu ứng bremsstralung tạo ra trong bia tia X đạt đến giá trị đỉnh phía trước và chùm photon được tạo ra theo hướng của chùm electron đập vào bia. Tất nhiên, có sự liên quan giữa ống dẫn sóng gia tốc với bệnh nhân trong các cấu hình điều trị đồng tâm.

Trong cấu hình đơn giản và thông thường nhất, như minh hoạ ở hình 2-8(a), súng điện tử và bia tia X được xếp thẳng hàng trực tiếp với đường đồng tâm của máy gia tốc để tránh phải dùng hệ thống vận chuyển chùm tia. Chùm photon thẳng suốt từ đầu đến cuối được tạo ra và nguồn tần số vô tuyến cũng được gắn trong dàn quay.



Hình 2-8: *Cấu trúc của các máy gia tốc y học đồng tâm: (a) chùm tia đi thẳng: súng điện tử và bia được gắn cố định vào ống dẫn sóng gia tốc; (b) ống dẫn sóng gia tốc trong dàn quay song song với trục đồng tâm, các điện tử được đưa tới bia qua hệ thống vận chuyển chùm tia; (c) ống dẫn sóng gia tốc trong khung đỡ dàn quay.*

Tuy nhiên, vì lý do thực tế, đường đồng tâm của máy gia tốc tuyến tính không vượt quá 130cm phía trên sàn phòng điều trị và khoảng cách từ nguồn tới tâm khối u trên trục (SAD) thường là 100cm. Như vậy rõ ràng là trong cấu hình này, chiều dài của ống dẫn sóng gia tốc bị hạn chế ở 30cm, tương ứng với động năng của electron là 4 đến 6 MeV. Thực vậy, các máy gia tốc tuyến tính đơn giản nhất 4 hoặc 6 MeV với súng điện tử và bia cố định được gắn vào ống dẫn sóng gia tốc, do đó không đòi hỏi sự vận chuyển chùm tia hay đưa ra sự lựa chọn xạ trị bằng electron.

Ống dẫn sóng gia tốc đối với các mức năng lượng electron trung bình (8 tới 15 MeV) và cao (15 tới 30 MeV) hiển nhiên sẽ rất dài nếu gắn đường đồng tâm trực tiếp, bởi vậy chúng được đặt hoặc trong dàn quay song song với trục quay của dàn quay, hoặc trong khung đỡ dàn quay. Sau đó, một hệ thống vận chuyển chùm tia được sử dụng để dẫn chùm electron từ ống dẫn sóng gia tốc tới bia tia X như được minh hoạ ở hình 2-8(b) và (c). Nguồn tần số vô tuyến trong hai cấu hình này thường được gắn trong khung đỡ dàn quay.

2.3.2. Các mođun chính và các thành phần của nó trong máy gia tốc tuyến tính

Các máy gia tốc tuyến tính hiện đại gồm một số các mođun và thành phần chính. Các mođun chính trong máy gia tốc tuyến tính bao gồm dàn quay, khung đỡ, buồng điều khiển và giường điều trị. Một số máy còn có tủ điều chế.

Hình 2-9 xác định các thành phần chính chứa trong khung đỡ và dàn quay của máy gia tốc tuyến tính năng lượng cao. Khung đỡ được bắt chặt xuống sàn và dàn quay có thể quay về hai phía trên khung đỡ. Cấu trúc gia tốc được đặt trong dàn quay, quay quanh trục nằm ngang được cố định bởi khung đỡ.

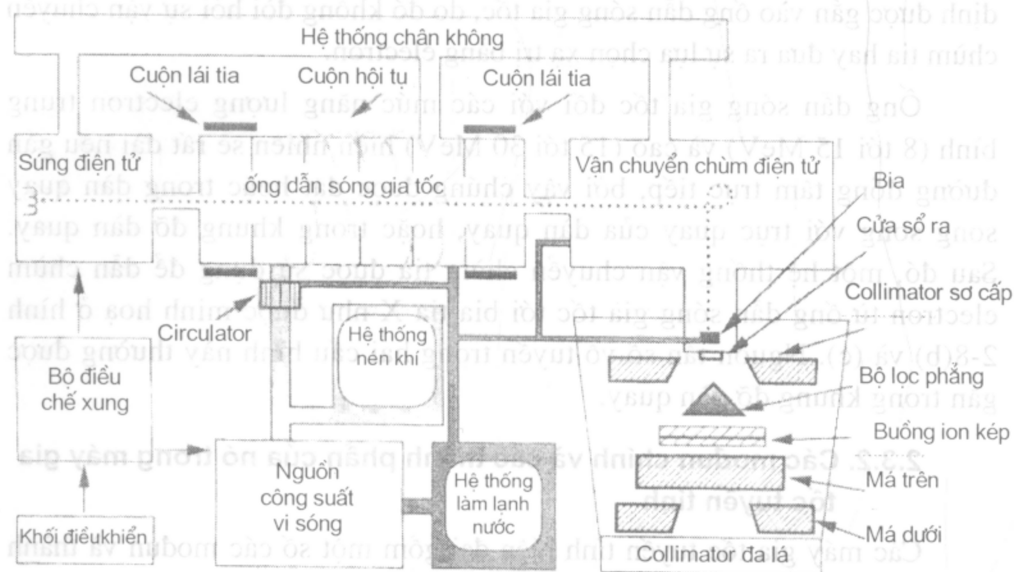
Các thành phần chính chứa trong khung đỡ như sau:

1. Klystron (hoặc magnetron): là một loạt các khoang vi sóng đặt trên đỉnh bể chứa dầu cách ly và cung cấp một nguồn vi sóng để gia tốc các electron.

2. Ống dẫn sóng: mang nguồn công suất vi sóng này tới cấu trúc gia tốc trong dàn quay.

3. Circulator: một thiết bị được đưa vào trong ống dẫn sóng gia tốc để cách ly klystron khỏi các sóng vi ba phản xạ trở lại từ cấu trúc gia tốc.

4. Hệ thống làm mát nước: sẽ làm mát các thành phần khác nhau bằng cách giải phóng năng lượng nhiệt và thiết lập sự ổn định nhiệt độ vận hành đối với cấu trúc gia tốc.



***Hình 2-9:** Sơ đồ mặt cắt một máy gia tốc tuyến tính năng lượng cao cho xạ trị (các thành phần bên trong chứa trong khung đỡ và dàn quay)*

Các thành phần chính trong dàn quay là:

1. Cấu trúc gia tốc: một loạt các khoang vi sóng được cấp năng lượng bởi nguồn vi sóng được cung cấp bởi klystron qua ống dẫn sóng.

2. *Súng điện tử* (hoặc catốt): cung cấp nguồn electron đưa vào ống dẫn sóng.

3. Từ trường uốn: uốn các electron phát ra từ cấu trúc gia tốc quanh một đường vòng nhằm hội tụ chùm electron trên bia để tạo ra các tia X hoặc sử dụng chùm electron trực tiếp cho điều trị.

4. Đầu điều trị: bao gồm thiết bị định dạng và theo dõi chùm.

5. Bộ chặn chùm tia: nhằm giảm các yêu cầu về che chắn phòng đối với chùm tia điều trị thoát ra từ bệnh nhân và có thể kéo ra từ phía chân dàn quay.

6. Tủ điều chế: chứa các thành phần phân bố và điều khiển nguồn điện sơ cấp tới tất cả các vị trí của máy từ các kết nối, cung cấp các xung cao áp cho việc phun chùm tia và cho phát công suất vi sóng.



Hình 2-10: Một máy gia tốc truyến tính năng lượng cao trong xạ trị

Sự chuyển động của *giường điều trị* được điều khiển bởi tay điều khiển do nhà trị liệu vận hành (hình 2-10). Vị trí bệnh nhân trên giường theo ba chiều được một mô tơ điều khiển. Mô tơ điều khiển tốc độ nhanh hay chậm sẽ điều khiển cho giường, cùng với sự điều khiển quay dàn quay và điều chỉnh collimator thứ cấp (hình 2-1). Hầu hết các giường đều quay quanh trục đứng qua điểm đồng tâm.

7. Bàn điều khiển (hình 2-11) là trung tâm hoạt động của máy gia tốc tuyến tính. Nó cấp xung định thời để khởi động mỗi xung bức xạ. Nó theo dõi các thông số hoạt động chính của máy gia tốc tuyến tính, bao gồm cả

liều điều trị cho mỗi bệnh nhân. Việc điều trị sẽ không thể tiến hành khi các thông số điều trị vượt quá giới hạn đã được thiết lập trước.

Bên cạnh các mođun và thành phần chính còn có một số hệ thống phụ trợ, bao gồm: hệ thống chân không và áp lực nước, điều khiển nhiệt độ, tự động điều khiển tần số (AFC), theo dõi và điều khiển bức xạ.



***Hình 2-11:** Bàn điều khiển máy gia tốc tuyến tính gồm một hoặc nhiều máy tính và các thiết bị hiển thị. Tại bàn điều khiển, các nhà trị liệu khởi động, theo dõi và điều khiển việc điều trị. Các màn hình hiển thị quan sát bệnh nhân và máy gia tốc. Hệ thống lưu trữ, kiểm tra theo dõi và hiển thị các thông số điều trị bệnh nhân.*

2.3.3. Ống dẫn sóng gia tốc

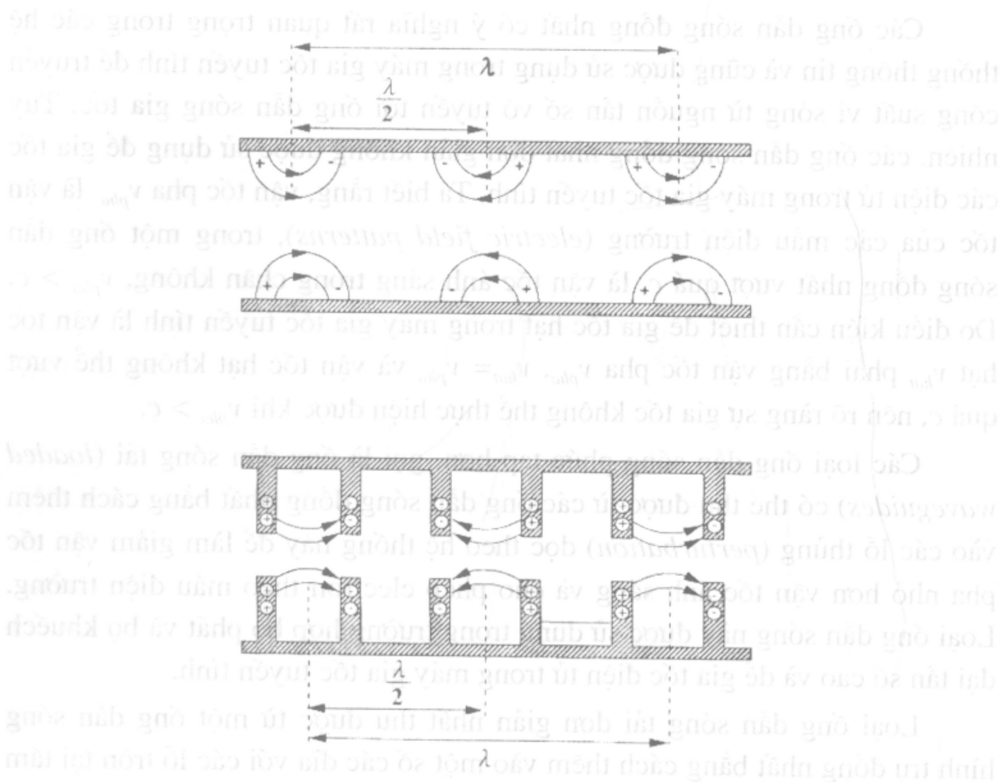
Ống dẫn sóng là các cấu trúc kim loại được rút hết hoặc điền đầy khí, có hình chữ nhật hoặc tròn được sử dụng để truyền sóng vi ba. Sự truyền sóng vi ba qua ống dẫn sóng tuân theo phương trình Maxwell và các điều kiện biên tại các bờ kim loại, trong đó, các thành phần tiếp tuyến của điện trường và các thành phần pháp tuyến của từ trường là bằng 0. Loại ống dẫn sóng đơn giản nhất là một ống dẫn sóng đồng nhất bao gồm một ống kim loại hình trụ được rút hết hoặc điền đầy bằng chất điện môi đồng nhất, ví dụ: SF_6 hoặc freon (*freon là chất làm lạnh dùng trong các thiết bị làm lạnh*).

Các ống dẫn sóng đồng nhất có ý nghĩa rất quan trọng trong các hệ thống thông tin và cũng được sử dụng trong máy gia tốc tuyến tính để truyền công suất vi sóng từ nguồn tần số vô tuyến tới ống dẫn sóng gia tốc. Tuy nhiên, các ống dẫn sóng đồng nhất đơn giản không được sử dụng để gia tốc các điện tử trong máy gia tốc tuyến tính. Ta biết rằng, vận tốc pha v_{pha} là vận tốc của các mẫu điện trường (*electric field patterns*), trong một ống dẫn sóng đồng nhất vượt quá c, là vận tốc ánh sáng trong chân không, $v_{pha} > c$. Do điều kiện cần thiết để gia tốc hạt trong máy gia tốc tuyến tính là vận tốc hạt v_{hat} phải bằng vận tốc pha v_{pha}, $v_{hat} = v_{pha}$ và vận tốc hạt không thể vượt quá c, nên rõ ràng sự gia tốc không thể thực hiện được khi $v_{pha} > c$.

Các loại ống dẫn sóng phức tạp hơn, gọi là ống dẫn sóng tải (*loaded waveguides*) có thể thu được từ các ống dẫn sóng đồng nhất bằng cách thêm vào các lỗ thủng (*perturbation*) dọc theo hệ thống này để làm giảm vận tốc pha nhỏ hơn vận tốc ánh sáng và cho phép electron theo mẫu điện trường. Loại ống dẫn sóng này được sử dụng trong trường hợp bộ phát và bộ khuếch đại tần số cao và để gia tốc điện tử trong máy gia tốc tuyến tính.

Loại ống dẫn sóng tải đơn giản nhất thu được từ một ống dẫn sóng hình trụ đồng nhất bằng cách thêm vào một số các đĩa với các lỗ tròn tại tâm đặt dọc theo ống. Các đĩa này chia ống dẫn sóng thành một loạt các khoang hình trụ, các khoang này tạo thành cấu trúc cơ bản của ống dẫn sóng gia tốc. Hầu hết các máy gia tốc tuyến tính dùng trong y tế hiện nay đều hoạt động ở băng S (2856 MHz), trong đó các khoang gia tốc thông thường có đường kính khoảng 10cm và chiều dài từ 2,5 đến 5cm. Các khoang này dùng cho hai mục đích: (1) để ghép nối và phân bố công suất vi sóng giữa các khoang liền kề và (2) cung cấp mẫu điện trường thích hợp với $v_{pha} < c$ để gia tốc các electron.

Các mode truyền sóng được phân loại bởi các mẫu trường mà chúng thiết lập bên trong ống dẫn sóng. Có hai mode cơ bản: điện trường ngang (TE) và từ trường ngang (TM). Nếu từ trường có một thành phần theo hướng truyền sóng thì điện trường hoàn toàn là điện trường ngang (TE), và ngược lại, nếu điện trường có một thành phần theo hướng truyền sóng thì từ trường hoàn toàn là từ trường ngang (TM). Do đó, chỉ các mode TM là thích hợp để gia tốc các điện tử một cách hiệu quả trong một ống dẫn sóng gia tốc đĩa chịu tải (disk-loaded accelerating waveguide).



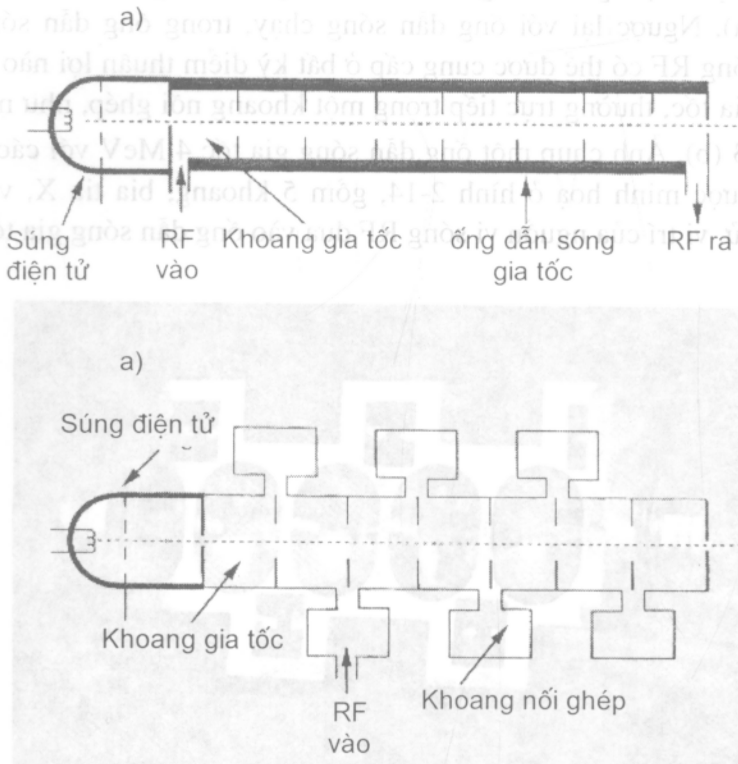
Hình 2-12: Mẫu điện trường chạy và sự phân bố điện tích tại một khoảng thời gian trong một mặt phẳng chứa trục của ống dẫn sóng hình trụ: (a) ống dẫn sóng đồng nhất và (b) ống dẫn sóng đĩa tải (disk-loaded)

Hình 2-12 minh hoạ các mẫu điện trường dịch chuyển và sự phân bố điện tích (a) đối với một ống dẫn sóng đồng nhất và (b) một ống dẫn sóng đĩa tải tại một khoảng thời gian trong một mặt phẳng chứa trục của ống dẫn sóng hình trụ. Điện tử đưa vào theo trục của ống hình trụ này sẽ được gia tốc bởi điện trường chuyển động, tuy nhiên chúng có thể theo dạng điện trường chỉ trong hình (b) đối với $v_{pha} < c$.

Hai loại ống dẫn sóng gia tốc đã được phát triển cho máy gia tốc điện tử là: cấu trúc sóng chạy và cấu trúc sóng đứng. Chúng được minh hoạ tương ứng trên lược đồ hình 2-13 (a) và (b).

Trong cấu trúc sóng chạy, sóng vi ba đi vào ống dẫn sóng từ một phía súng điện tử và truyền năng lượng cao đến cuối ống dẫn sóng, nơi mà chúng bị hấp thụ không bị phản xạ hoặc ra khỏi ống dẫn sóng để bị hấp thụ trong một điện trở tải hoặc phản hồi lại đầu vào của ống dẫn sóng gia tốc. Như

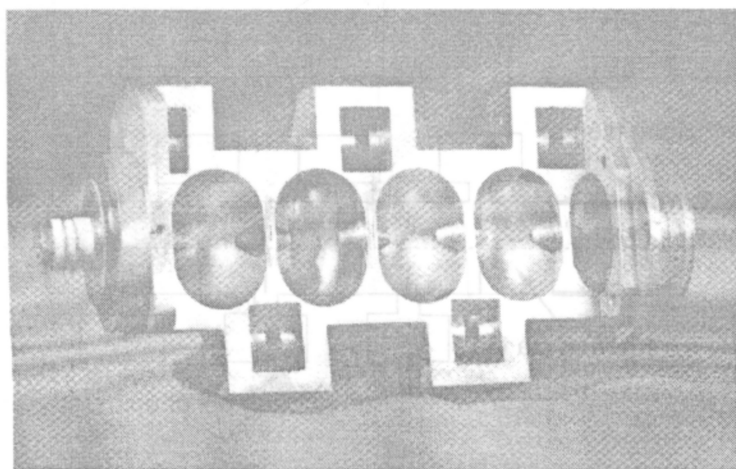
minh hoạ ở hình 2-12 (b), biểu thị một cấu trúc sóng chạy, trong một cấu trúc sóng chạy chỉ một trong bốn khoang là thích hợp tại một thời điểm để gia tốc điện tử, cung cấp điện trường theo hướng truyền sóng.



***Hình 2-13:** Sơ đồ (a) ống dẫn sóng gia tốc sóng chạy và (b) ống dẫn sóng gia tốc sóng đứng. Súng điện tử ba cực vẽ ở bên trái, tiếp xúc với ống dẫn sóng gia tốc*

Trong cấu trúc sóng đứng, tại mỗi đầu cuối của ống dẫn sóng gia tốc được giới hạn bằng một đĩa dẫn để phản hồi công suất vi sóng với sự thay đổi pha $\pi/2$, kết quả là sự tập hợp các sóng đứng trong ống dẫn sóng. Trong cấu hình này, tại tất cả các thời điểm, mọi khoang chẵn đều không mang điện trường nên không tạo nên sự khuếch đại năng lượng điện tử. Do đó, các khoang này chỉ làm việc như các khoang nối ghép và có thể chuyển dịch ra khỏi mép của ống dẫn sóng nên làm giảm đáng kể kích thước ống dẫn sóng (khoảng 50%), như minh hoạ ở sơ đồ hình 2-13 (b). Nối ghép ở mép ống được thực hiện bởi nối ghép dẫn qua các khe ngoại biên giữa các khoang liền kề. Tại cuối mỗi xung RF, sự dao động trong hệ thống sóng đứng suy

giảm qua sự mất mát trong các khoang nối ghép. Các điện tử được gia tốc bởi thành phần sóng đứng chạy theo hướng truyền điện tử. Sự nối ghép tiết kiệm chiều dài là rất cần thiết đối với các ống dẫn sóng gia tốc 4 và 6 MeV, các ống này được gắn trong cấu hình truyền thẳng, như minh hoạ ở hình 2-8 (a). Ngược lại với ống dẫn sóng chạy, trong ống dẫn sóng đứng nguồn vi sóng RF có thể được cung cấp ở bất kỳ điểm thuận lợi nào của ống dẫn sóng gia tốc, thường trực tiếp trong một khoang nối ghép, như minh hoạ ở hình 2-13 (b). Ảnh chụp một ống dẫn sóng gia tốc 4 MeV với các khoang nối ghép được minh hoạ ở hình 2-14, gồm 5 khoang, bia tia X, vị trí của súng điện tử, vị trí của nguồn vi sóng RF đưa vào ống dẫn sóng gia tốc.



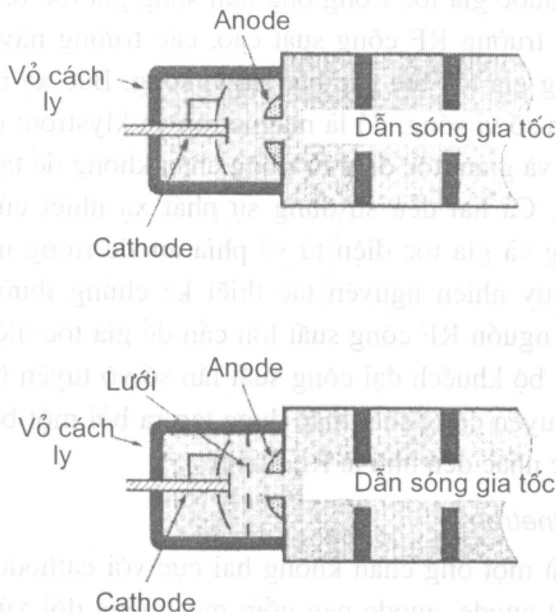
***Hình 2-14**: Hình chụp một ống dẫn sóng gia tốc sóng đứng 6 MeV với súng điện tử được gắn cố định ở phía bên trái và bia vonfram phía bên phải.*

Không có loại ống dẫn sóng nào trong hai loại trên là có ưu điểm hơn hẳn loại kia. Mặt khác, sự nối ghép cạnh của các khoang này trong các cấu trúc sóng đứng rút ngắn chiều dài của ống dẫn sóng đáng kể so với cấu trúc sóng chạy. Hơn nữa, trong cấu trúc sóng đứng biên độ điện trường không đổi, trong khi trong hệ thống sóng chạy, biên độ điện trường bị suy giảm khi sóng truyền từ súng điện tử về phía năng lượng cao, do đó làm giảm hiệu suất truyền năng lượng các điện tử được gia tốc. Bởi vậy, đối với mức năng lượng đỉnh vi sóng cần thiết nhất định (thường là 2,5 MW), một cấu trúc sóng đứng sẽ cho một năng lượng điện tử trên chiều dài ống dẫn sóng cao hơn (thường là 20 MeV/m) so với cấu trúc sóng chạy (thường là 5 MeV/m).

Các mức công suất cao hơn sẽ tạo ra MeV/m cao hơn. Mặt khác, cấu trúc sóng đứng đòi hỏi công suất RF trung bình cao hơn (thường là 25%) so với cấu trúc sóng chạy vì cần có thời gian lấp đầy cần thiết để tạo được sóng đứng ổn định trong ống dẫn sóng và để chuẩn bị ống dẫn sóng gia tốc cho việc gia tốc electron.

2.3.4. Hệ thống phun electron

Hệ thống phun electron thực chất là một máy gia tốc tĩnh điện thường được gọi là *súng điện tử*. Có hai loại súng điện tử được sử dụng làm nguồn điện tử trong các máy gia tốc tuyến tính y học: diode và triode. Như được trình bày trong hình 2-15, cả hai loại đều chứa cathode được đốt nóng và anốt được đục lỗ, nối đất, trong súng điện tử ba cực còn có một lưới. Các điện tử được phát ra từ cathode nung nóng, hội tụ thành một chùm tia hình bút chì bằng một điện cực hội tụ cong và được gia tốc về phía anode đục lỗ, đi qua đó để đi vào ống dẫn sóng gia tốc. Cathode bị nóng lên trực tiếp hoặc gián tiếp và chúng làm cho các điện tích nằm trong một vùng bị giới hạn thoát ra khỏi vùng giới hạn đó. Sự lựa chọn này phụ thuộc vào tiêu chí thiết kế đặc biệt đối với chùm điện tử cần đạt được trong ống dẫn sóng gia tốc.



Hình 2-15: Sơ đồ khối của hai súng điện tử: (a) loại hai cực và (b) loại ba cực. Súng điện tử được đặt tiếp xúc với ống dẫn sóng gia tốc sóng đứng.

Trường tĩnh điện được sử dụng để gia tốc điện tử trong súng điện tử hai cực, được cung cấp trực tiếp từ bộ điều chế xung dưới dạng một xung âm tới cathode. Trong súng điện tử ba cực, cathode được giữ ở điện thế âm tĩnh (thường là -20 kV), được quyết định bởi năng lượng điện tử cần thiết ban đầu tại lối vào ống dẫn sóng. Như đã biết, các điện tử phun vào cần phải đáp ứng điều kiện bắt giữ, ví dụ chiếm được năng lượng đủ lớn, để được gia tốc bởi một trường RF không được điều chế. Lưới của súng ba cực thường được giữ ở điện áp âm hiệu quả với cathode để ngắt dòng điện tới anode. Sự phun điện tử vào ống dẫn sóng gia tốc được điều khiển bằng xung điện áp, xung này được cung cấp cho lưới và cần được đồng bộ với các xung cung cấp cho bộ phát vi sóng. Điện áp trong khoảng –150V tới + 180V tương ứng với điện áp cathode đặt vào lưới để điều khiển dòng súng điện tử. Tại điện áp -150V, không có điện tử nào tới được anode. Tuy nhiên, khi điện thế cathode trở nên dương hơn, súng điện tử bắt đầu cung cấp điện tử cho ống dẫn sóng gia tốc, điện áp dương hơn trên lưới sẽ tương ứng với điện áp cathode, dòng của súng điện tử sẽ lớn hơn.

2.3.5. Phát nguồn công suất vô tuyến

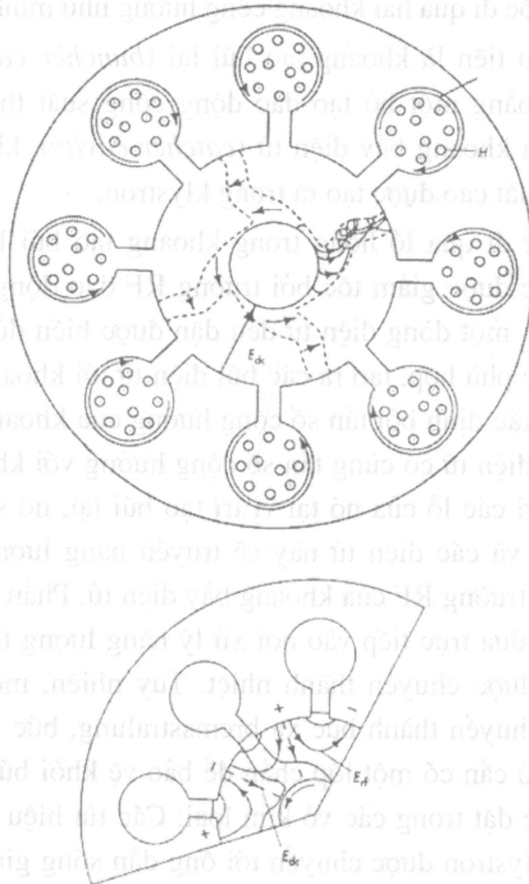
Các điện tử được gia tốc trong ống dẫn sóng gia tốc bằng cách truyền năng lượng từ các trường RF công suất cao, các trường này được thiết lập trong ống dẫn sóng gia tốc bởi các bức xạ vi sóng. Bức xạ này được tạo ra bởi các bộ phát tần số vi sóng, đó là magnetron và klystron: các thiết bị này sử dụng sự gia tốc và giảm tốc điện tử trong chân không để tạo ra các trường RF công suất cao. Cả hai đều sử dụng sự phát xạ nhiệt của điện tử khỏi cathode nung nóng và gia tốc điện tử về phía anode trong một trường tĩnh điện dạng xung; tuy nhiên nguyên tắc thiết kế chúng thường khác nhau. Magnetron là một nguồn RF công suất lớn cần để gia tốc điện tử, trong khi đó klystron là một bộ khuếch đại công suất tần số vô tuyến (RF) để khuếch đại các tần số vô tuyến công suất thấp được tạo ra bởi một bộ tạo dao động RF và thường được nhắc đến như là RF driver.

2.3.5.1. Magnetron

Magnetron là một ống chân không hai cực với cathode hình trụ được bao quanh bởi một anode, anode này gồm một mảng đối xứng các khoang cộng hưởng được nối ghép chặt, như minh hoạ ở hình 2-16. Các khoang này dao động theo phương thức cơ bản ở một tần số xác định theo hướng thiết

kế. Tất cả thiết bị được đặt trong một từ trường đồng nhất được cung cấp bởi các cực của nam châm cố định. Cathode hình trụ được nung nóng bởi một sợi đốt và các điện tử phát ra được gia tốc bởi xung điện trường về phía anode. Các điện tử tạo ra sự phân bố điện tích thêm vào, sự phân bố điện tích này tạo ra một điện trường của tần số vi sóng giữa mỗi phần của anode.

Dưới ảnh hưởng của điện trường và từ trường, các điện tử đi theo đường xoắn ốc từ cathode về phía anode. Sự dao động của các khoang anode cộng hưởng tạo nên sự gia tốc và giảm tốc các điện tử, nhóm chúng thành cụm và chuyển tới 60% động năng vào công suất vi sóng. Đầu ra được đưa vào một trong các khoang để nối ghép công suất RF vi sóng từ nguồn magnetron tới ống dẫn sóng để ống này truyền công suất tới ống dẫn sóng gia tốc.



Hình 2-16: *Một ống công suất vi sóng magnetron.*

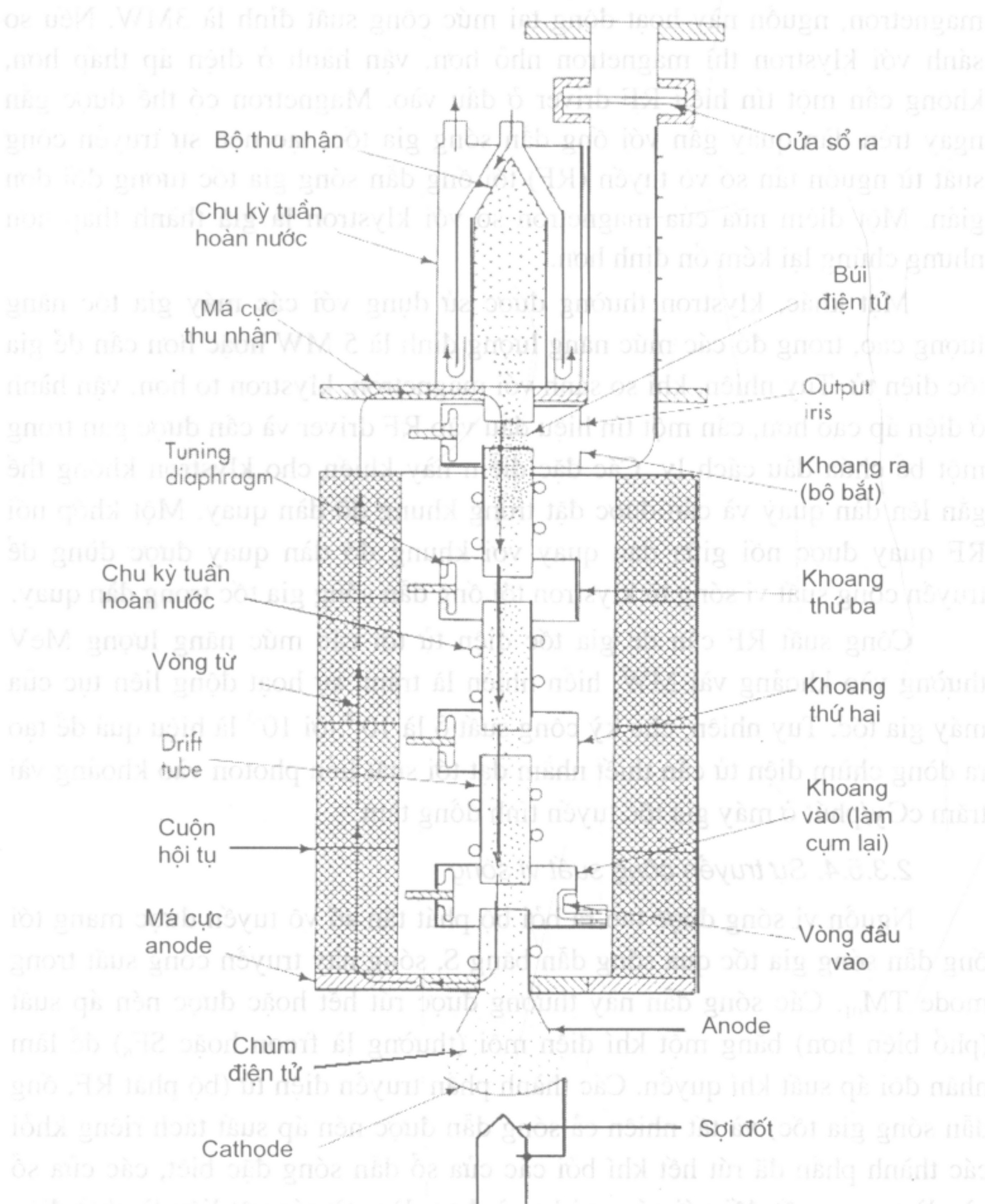
Công suất đỉnh được tạo ra từ nguồn magnetron được xác định bởi sự phát xạ điện tử từ cathode và điện áp đặt giữa cathode và anode. Các công suất đỉnh từ 5MW có thể được tạo ra từ magnetron. Tuy nhiên, anode cần phải được làm lạnh bằng nước và sức nóng làm ăn mòn anode sẽ làm hạn chế công suất trung bình cần được phát ra từ một nguồn magnetron.

2.3.5.2. Klystron

Klystron hoạt động như một bộ khuếch đại công suất vô tuyến (RF), giống như magnetron, sử dụng sự gia tốc và giảm tốc điện tử để tạo ra sóng vi ba với mức công suất đỉnh là 7MW hoặc cao hơn. Các điện tử được tạo ra từ sợi cathode nung nóng và được gia tốc về phía các khoang tiếp đất bằng cách đặt một xung điện áp âm vào cathode. Xung này phát ra từ bộ điều chế và các điện tử được gia tốc đi qua hai khoang cộng hưởng như minh hoạ ở hình 2-17.

Khoang đầu tiên là khoang tạo búi lại (*buncher cavity*), khoang này được kích thích bằng một bộ tạo dao động công suất thấp (RF driver) và khoang thứ hai là khoang bẫy điện tử (*catcher cavity*), khoang này phát ra nguồn RF công suất cao được tạo ra trong klystron.

Khi điện tử đi qua lỗ hổng trong khoang tạo búi lại, chúng hoặc là được gia tốc hoặc được giảm tốc bởi trường RF dao động được phát ra bởi RF driver. Do đó, một dòng điện tử đều đặn được biến đổi thành một dòng điện tử có vận tốc phù hợp, tạo ra các búi điện tử tới khoang bẫy điện tử với một tần số được xác định bởi tần số cộng hưởng của khoang tạo búi điện tử. Nếu khoang bẫy điện tử có cùng tần số cộng hưởng với khoang tạo búi điện tử và được đặt với các lỗ của nó tại vị trí tạo búi lại, nó sẽ được kích thích bằng búi điện tử và các điện tử này sẽ truyền năng lượng của chúng một cách hiệu quả tới trường RF của khoang bẫy điện tử. Phần động năng còn lại của điện tử được đưa trực tiếp vào nơi xử lý năng lượng thừa chùm tia, hầu hết trong số đó được chuyển thành nhiệt. Tuy nhiên, một phần nhỏ năng lượng này được chuyển thành bức xạ bremsstralung, bức xạ này có thể gây nguy hiểm. Do đó cần có một lớp chắn để bảo vệ khỏi bức xạ này, các ống klystron cần được đặt trong các vỏ kim loại. Các tín hiệu RF công suất cao được tạo ra bởi klystron được chuyển tới ống dẫn sóng gia tốc qua một ống truyền nén áp lực.



Hình 2-17: *Sơ đồ mặt cắt của một klystron 4 khoang công suất cao.*

2.3.5.3. So sánh giữa magnetron và klystron

Lựa chọn magnetron hay klystron khi nguồn công suất vô tuyến trong máy gia tốc tuyến tính đôi khi là bất kỳ. Nói chung, các máy gia tốc tuyến tính năng lượng thấp (4-8 MeV) thường có xu hướng dùng nguồn

magnetron, nguồn này hoạt động tại mức công suất đỉnh là 3MW. Nếu so sánh với klystron thì magnetron nhỏ hơn, vận hành ở điện áp thấp hơn, không cần một tín hiệu RF driver ở đầu vào. Magnetron có thể được gắn ngay trên dàn quay gần với ống dẫn sóng gia tốc, tạo nên sự truyền công suất từ nguồn tần số vô tuyến (RF) tới ống dẫn sóng gia tốc tương đối đơn giản. Một điểm nữa của magnetron so với klystron là giá thành thấp hơn nhưng chúng lại kém ổn định hơn.

Mặt khác, klystron thường được sử dụng với các máy gia tốc năng lượng cao, trong đó các mức năng lượng đỉnh là 5 MW hoặc hơn cần để gia tốc điện tử. Tuy nhiên, khi so sánh với magnetron, klystron to hơn, vận hành ở điện áp cao hơn, cần một tín hiệu đầu vào RF driver và cần được gắn trong một bể chứa dầu cách ly. Các đặc điểm này khiến cho klystron không thể gắn lên dàn quay và cần được đặt trong khung đỡ dàn quay. Một khớp nối RF quay được nối giữa dàn quay với khung đỡ dàn quay được dùng để truyền công suất vi sóng từ klystron tới ống dẫn sóng gia tốc trong dàn quay.

Công suất RF cần để gia tốc điện tử tới các mức năng lượng MeV thường vào khoảng vài MW, hiển nhiên là tránh sự hoạt động liên tục của máy gia tốc. Tuy nhiên, chu kỳ công suất δ là 10^{-4} tới 10^{-3} là hiệu quả để tạo ra dòng chùm điện tử cần thiết nhằm đạt tới suất liều photon vào khoảng vài trăm cGy/phút ở máy gia tốc tuyến tính đồng tâm.

2.3.5.4. Sự truyền công suất vi sóng

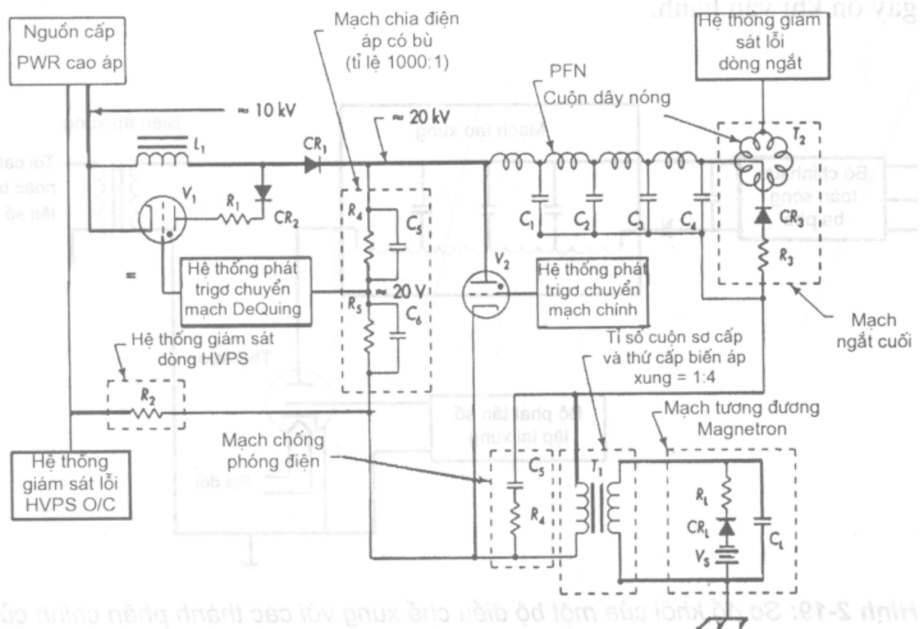
Nguồn vi sóng được tạo ra bởi bộ phát tần số vô tuyến được mang tới ống dẫn sóng gia tốc qua sóng dẫn băng S, sóng này truyền công suất trong mode TM_{01}. Các sóng dẫn này thường được rút hết hoặc được nén áp suất (phổ biến hơn) bằng một khí điện môi (thường là freon hoặc SF_6) để làm nhân đôi áp suất khí quyển. Các thành phần truyền điện tử (bộ phát RF, ống dẫn sóng gia tốc) và tất nhiên cả sóng dẫn được nén áp suất tách riêng khỏi các thành phần đã rút hết khí bởi các cửa sổ dẫn sóng đặc biệt, các cửa sổ này là trong suốt đối với sóng vi ba và được làm từ các vật liệu là chất điện môi như gốm hoặc thạch anh.

Một thành phần quan trọng, cần phải đưa vào giữa bộ phát tần số vô tuyến và ống dẫn sóng gia tốc, là một *circulator* (đôi khi được nói đến như bộ cách ly *(isolator)*). Bộ này sẽ truyền công suất RF từ bộ phát RF tới ống dẫn sóng gia tốc nhưng không cho truyền qua các sóng phản xạ theo hướng

ngược lại. Nó được làm từ ferit hoặc một loại gốm đặc biệt trộn với sắt để mang lại tính chất từ, tính chất này được sử dụng để làm suy giảm công suất RF phản xạ từ ống dẫn sóng gia tốc. Năng lượng RF phản xạ được hấp thụ trong một circulator và được suy giảm khi qua hệ thống nước làm lạnh.

2.3.5.5. Bộ điều chế và mạch tạo dạng xung

Các máy gia tốc tuyến tính cần một số lượng lớn nguồn điện. Nguồn điện này cần phải được cung cấp dưới dạng xung. Bộ điều chế gồm một nguồn điện, nguồn này chuyển dòng xoay chiều vào thành dòng trực tiếp và một mạch tạo dạng xung *(pulse-forming network)* để điều chế dòng điện này thành các xung. Sơ đồ khối của một mạch điều chế được minh họa ở hình 2-18. Dòng điện trực tiếp nạp điện cho các tụ chưa tích điện, các tụ này giữ điện cho tới khi các xung được yêu cầu. Kết thúc một chu kỳ nạp thường khoảng vài mili giây. Khi nhận một tín hiệu từ mạch định thời, một ống chuyển mạch sẽ đóng lại, kết thúc một chu kỳ từ khi tụ còn chưa tích điện, qua một biến áp tới đất. Các tụ này phóng điện nhanh nhưng do phần cảm điện nối với chúng nên chúng phóng điện nối tiếp nhau. Kết quả là các xung gần vuông.

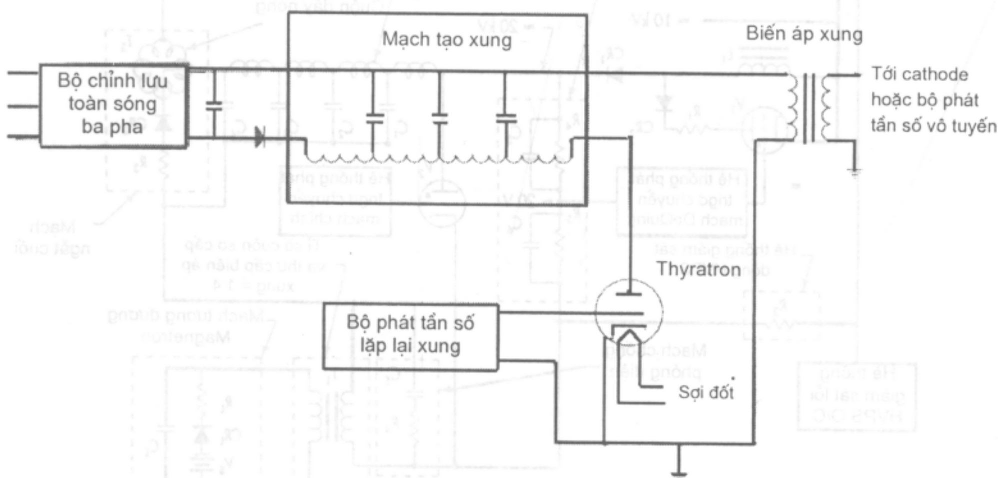


Hình 2-18: *Bộ điều chế và mạch tạo dạng xung của một máy gia tốc electron*

Ống chuyển mạch, hay thyratron, là một ống ba cực được điền đầy khí (minh hoạ ở hình 2-18). Khi lưới được tích điện dương, các điện tử bắt đầu chạy từ cathode tới anode. Khí bên trong ống bị ion hoá và dẫn dòng lớn hơn các thiết bị chuyển mạch. Tại phía cuối của xung, điện áp lưới ngắt lấy đi để bảo vệ quá dòng chảy qua trong khi mạch tạo xung nạp lại. Vòng tuần hoàn này lặp lại trong khoảng từ 50 tới 500 lần mỗi giây.

Đầu ra của biến áp xung được dẫn tới ống tạo sóng vi ba, hoặc magnetron hoặc klystron. Các xung vi sóng cuối cùng tương tự về hình dạng như các xung điện; độ dài xung khoảng 6μs, có công suất vài MW.

Các xung điện áp cao, dòng lớn, chu kỳ ngắn cần thiết cho hệ thống phát công suất RF (magnetron hoặc klystron) và hệ thống phun electron (súng điện tử) được tạo ra bởi bộ điều chế xung. Các mạch điều chế xung được đặt trong bộ điều chế, phụ thuộc vào thiết kế lắp đặt của máy gia tốc tuyến tính đặc biệt, được đặt trong phòng điều trị, phòng cơ khí đặc biệt cạnh phòng điều trị hoặc trong phòng điều khiển máy gia tốc. Thiết kế mới nhất rất thuận tiện cho việc vận hành bảo dưỡng, tuy nhiên chúng lại gây khó chịu cho những nhà trị liệu trong phòng điều khiển bởi vì bộ điều chế gây ồn khi vận hành.



Hình 2-19: Sơ đồ khối của một bộ điều chế xung với các thành phần chính của nó.

Các xung được tạo ra từ bộ điều chế là các xung âm, với độ dài xung vào khoảng vài μm. Chúng được đưa tới cathode của bộ phát tần số vô tuyến cũng như tới cathode của súng điện tử nếu súng điện tử là loại hai cực. Các thành phần chính của bộ điều chế xung, như minh hoạ trên sơ đồ hình 2-19 là: (1) mạch chỉnh lưu toàn sóng ba pha; (2) mạch tạo xung (PFN), (3) thyratron hydro, (4) biến áp xung, và (5) bộ phát tần số lặp lại xung (PRF). Bộ chỉnh lưu toàn sóng ba pha cung cấp một điện áp vào khoảng −10 kV tới mạch tạo xung, mạch này sẽ nhân đôi điện áp từ bộ chỉnh lưu bằng một loạt các mạch cộng hưởng LC. Mạch tạo xung được nối với một thyratron có chuyển mạch hoạt động nhanh, dòng lớn (lên tới 500 A) khi được khởi động bằng một xung điện áp dương đặt vào lưới của nó. Các xung lưới được cung cấp bởi bộ phát xung (khối điều khiển) mà tần số lặp lại xung của nó thường thay đổi (từ 10 đến 10^3 xung một giây) để cho phép điều khiển chùm điện tử và chùm tia X ra khỏi máy gia tốc tuyến tính. Thyratron nhận điện áp từ mạch tạo xung và tạo ra các xung dòng điện đi qua cuộn sơ cấp của biến áp xung. Biến áp xung là một biến áp tự ngẫu nối đất ở điểm cuối điện áp thấp và nối với cathode của bộ phát RF ở điểm cuối điện áp cao. Độ dài của xung điện áp cao/ dòng điện lớn tạo ra bởi một mạch điều chế được xác định bởi thành phần mạch tạo xung. Mặt khác, điện áp ra được xác định bởi điện áp vào của nguồn cấp và tỉ số vòng dây của biến áp xung.

2.3.6. Vận chuyển chùm electron

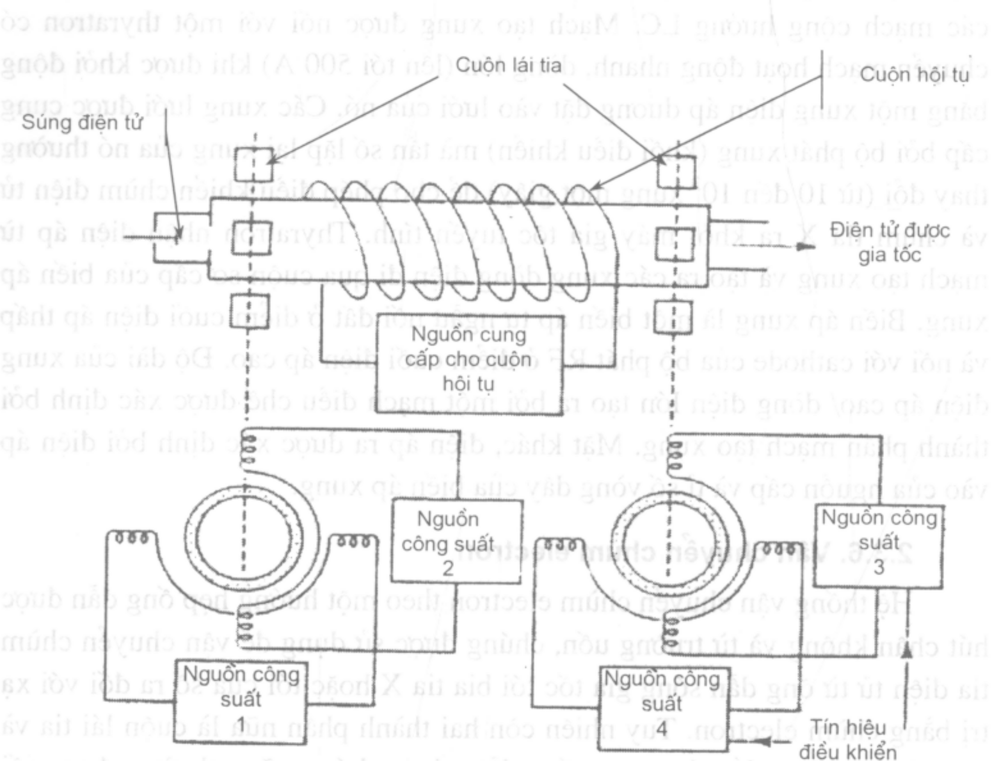
Hệ thống vận chuyển chùm electron theo một hướng hẹp ống dẫn được hút chân không và từ trường uốn, chúng được sử dụng để vận chuyển chùm tia điện tử từ ống dẫn sóng gia tốc tới bia tia X hoặc tới cửa sổ ra đối với xạ trị bằng chùm electron. Tuy nhiên còn hai thành phần nữa là cuộn lái tia và cuộn hội tụ được lắp đặt trong ống dẫn sóng, chúng cũng thường được nối với hệ thống vận chuyển chùm electron.

2.3.6.1. Cuộn lái tia

Các điện tử khi đi qua buồng tăng tốc dưới ảnh hưởng của điện trường sóng cao tần sẽ không chuyển động một cách chính xác dọc theo trục được bởi vì một mặt do không có sự hoàn hảo về lắp ghép giữa buồng gia tốc và súng điện tử, mặt khác do tác động của các điện từ trường ngoài khác như từ

trường của trái đất, các thành phần cấu trúc khác của thiết bị, thậm chí của cả các công trình xây dựng.

Do ảnh hưởng của các tác động đó, chùm điện tử phải được lái một cách chủ động qua hệ thống và điều này được thực hiện bằng cách sử dụng 2 cuộn dây lưỡng cực vuông góc và tạo thành các cặp cuộn lái tia được sắp xếp như trên hình 2-20. Sau khi các điện tử được gia tốc gần đến năng lượng cực đại thì một cặp cuộn lái tia thứ hai được sử dụng để hướng chùm tia chính xác vào bia tia-X hoặc cửa sổ mỏng.



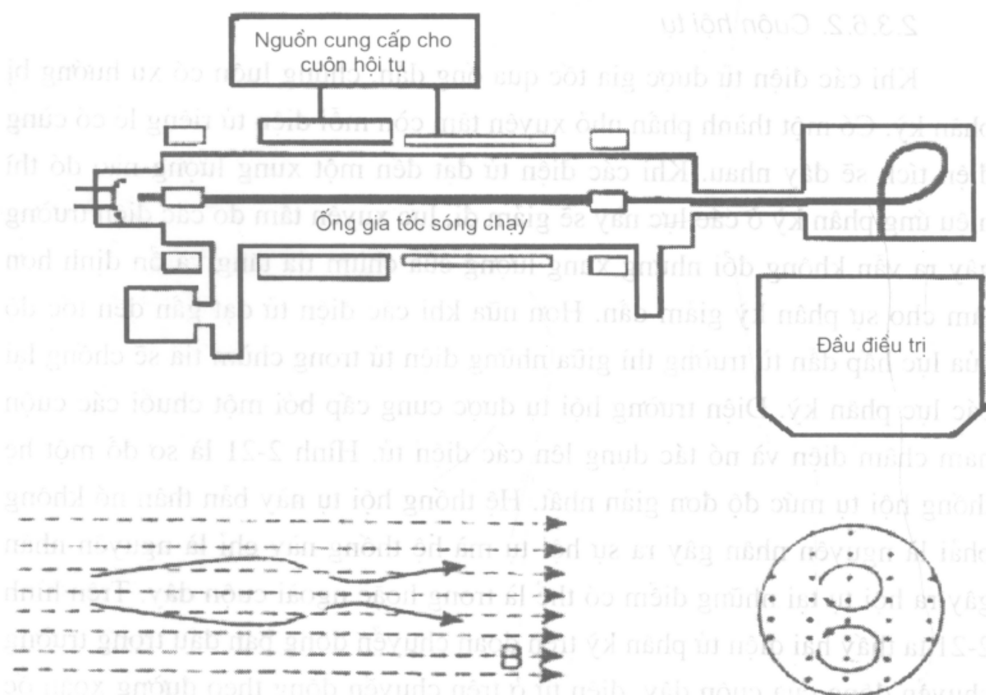
Hình 2-20: Bộ phận phát chùm tia

Cả hướng và vị trí của chùm tia đập vào bia tia-X sẽ ảnh hưởng đến sự phân bố liều lượng trong chùm tia. Để ổn định sự phân bố liều lượng này thì nguồn cung cấp năng lượng cho các cuộn lái tia phải đạt được giá trị tối ưu và sau đó phải được khống chế một cách liên tục bằng những tín hiệu chuẩn lấy từ một số phần tử cảm biến đặc biệt trong trường bức xạ. Nguyên lý này được điều khiển bằng một bộ khống chế ngoài để điều chỉnh sự không đồng nhất của chùm tia.

2.3.6.2. Cuộn hội tụ

Khi các điện tử được gia tốc qua ống dẫn, chúng luôn có xu hướng bị phân kỳ. Có một thành phần nhỏ xuyên tâm còn mỗi điện tử riêng lẻ có cùng điện tích sẽ đẩy nhau. Khi các điện tử đạt đến một xung lượng nào đó thì hiệu ứng phân kỳ ở các lực này sẽ giảm đi, lực xuyên tâm do các điện trường gây ra vẫn không đổi nhưng xung lượng của chùm tia tăng và ổn định hơn làm cho sự phân kỳ giảm dần. Hơn nữa khi các điện tử đạt gần đến tốc độ của lực hấp dẫn từ trường thì giữa những điện tử trong chùm tia sẽ chống lại các lực phân kỳ. Điện trường hội tụ được cung cấp bởi một chuỗi các cuộn nam châm điện và nó tác dụng lên các điện tử. Hình 2-21 là sơ đồ một hệ thống hội tụ mức độ đơn giản nhất. Hệ thống hội tụ này bản thân nó không phải là nguyên nhân gây ra sự hội tụ mà hệ thống này chỉ là nguyên nhân gây ra hội tụ tại những điểm có thể là trong hoặc ngoài cuộn dây. Trên hình 2-21 ta thấy hai điện tử phân kỳ trên đoạn chuyển động ban đầu trong trường chuyển động của cuộn dây, điện tử ở trên chuyển động theo đường xoắn ốc cùng chiều kim đồng hồ nhưng điện tử ở phía dưới thì thành phần trực tuyến của vận tốc là ngược chiều với điện tử ở trên nên nó chuyển động với quỹ đạo xoắn ốc nhưng ngược chiều kim đồng hồ. Cả hai điện tử cùng pha, cùng tần số xoắn ốc vì thế sau một vòng xoắn sẽ tiếp tuyến với trục và các điện tử sẽ được hội tụ. Điểm hội tụ chính xác phụ thuộc vào cường độ điện trường, vận tốc của điện tử, cường độ sóng cao tần (thành phần liên quan tới điện trường xuyên tâm) và chiều dài của ống dẫn sóng gia tốc.

Các cuộn dây hội tụ là đồng trục với ống dẫn sóng và vỏ nước làm nguội. Để thỏa mãn yêu cầu cường độ điện trường lớn tại phía đầu năng lượng thấp, người ta tăng thêm số vòng dây trên đơn vị chiều dài ở đầu này (hình 2-21) hoặc tăng số cuộn dây được phân bố trên một hàng dọc theo trục. Mỗi cuộn dây được cung cấp cùng một điện trường theo cùng một hướng, trong trường hợp này vì dòng điện trong từng cuộn dây riêng biệt nên điện trường của nó trong mỗi cuộn có thể được điều khiển riêng biệt.



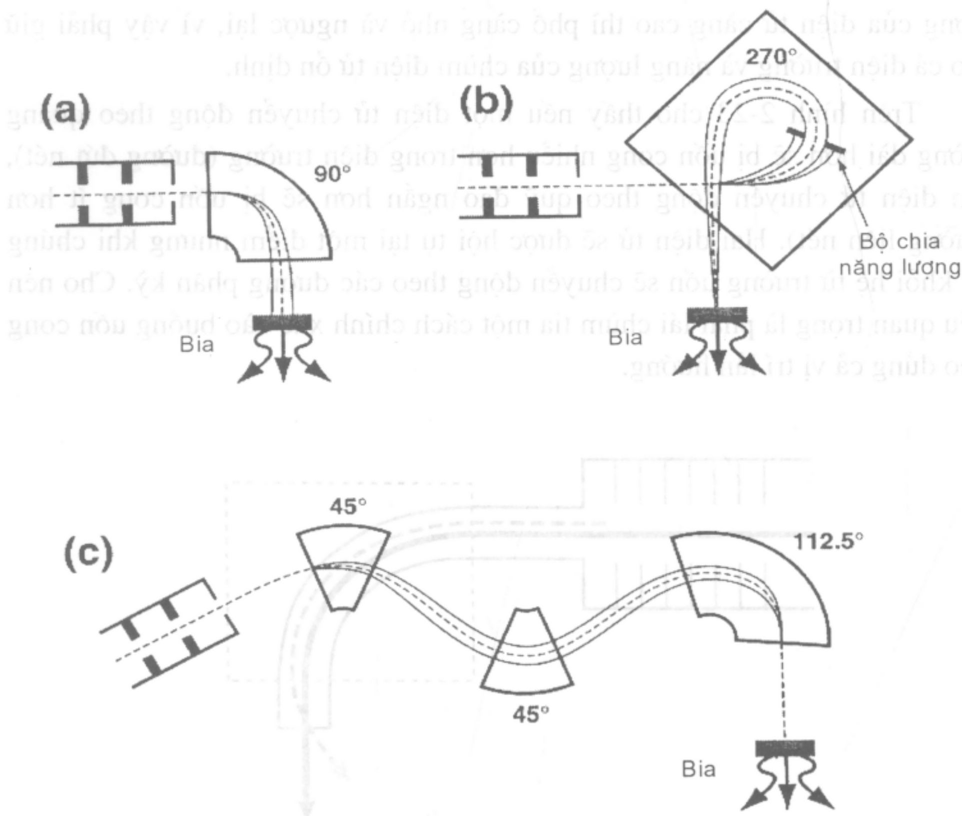
Hình 2-21: Hoạt động của cuộn hội tụ

Đối với điện trường lái tia đầu ống, thực hiện 2 chức năng có liên quan: một là ngăn dòng điện tử khỏi sự phân kỳ và đập vào ống dẫn sóng còn chức năng thứ hai là lái chùm điện tử theo tiết diện có kích thước như yêu cầu. Trị số chính xác của dòng điện trong các cuộn dây được xác định theo kinh nghiệm, cần phải có độ ổn định rất cao và phải được theo dõi sao cho máy gia tốc tự động tắt khi dòng của nó ra khỏi phạm vi cho phép. Bởi vì nếu ngoài phạm vi cho phép thì sẽ sai chức năng, điều chỉnh sai sẽ dẫn đến kết quả là phát sinh ra tia-X không mong muốn do các điện tử đập vào vỏ ống dẫn sóng gia tốc, nó sẽ làm thay đổi bất thường về phân bố liều lượng trong chùm bức xạ hiệu dụng. Do hình dạng của cuộn dây hội tụ liên quan tới ống dẫn sóng gia tốc nên nó phải được đặt trong một cấu trúc chắc chắn và cấu trúc này phải được đặt cố định với ống dẫn sóng.

2.3.6.3. Từ trường uốn

Từ trường uốn tạo thành một phần bên trong của hệ thống vận chuyển chùm electron trong máy gia tốc tuyến tính tại các mức năng lượng trên 6

MeV, trong đó các ống dẫn sóng gia tốc là quá dài đối với đối với cấu trúc chùm tia đi thẳng. Do đó, như minh hoạ ở hình 2-8 (b), ống dẫn sóng gia tốc được gắn song song với trục quay của dàn quay và chùm electron cần phải được uốn cong để tới đập vào bia tia X hoặc chùm electron đi qua cửa sổ. Có ba hệ thống uốn chùm electron được minh hoạ ở hình 2-22, đó là: (1) uốn góc 90^0, (2) uốn góc 270^0, và (3) uốn góc $112{,}5^0$.

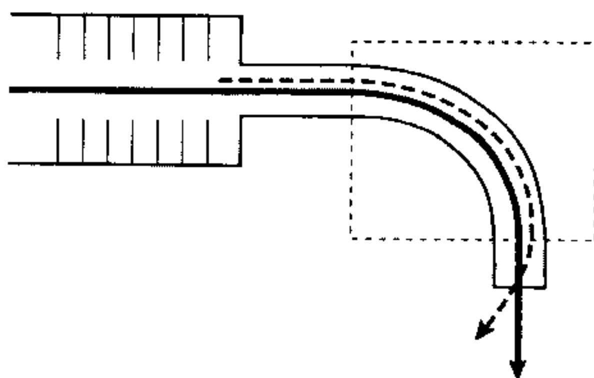


Hình 2-22: *Sơ đồ của ba hệ thống uốn chùm electron: (a) uốn góc 90^0, (b) uốn góc 270^0, (c) hệ thống tích hợp từ trường 45^0 và từ trường $112{,}5^0$.*

Hệ thống uốn góc 90^0 là đơn giản nhất trong ba hệ thống. Tuy nhiên, vì từ trường uốn góc 90^0 hoạt động như một phổ kế, trong đó các electron năng lượng cao trong phổ của chùm electron sẽ được uốn ít hơn các electron mang năng lượng thấp, nên tiêu điểm trên bia bị kéo dài ra theo chiều dọc tạo nên một hình elip.

Các điện tử xuất hiện từ ống gia tốc đi vào ống dẫn sóng và vào một tổ hợp chân không phẳng được đặt giữa các điện cực phẳng song song của một từ trường lưỡng cực. Đối với loại máy phát một mức năng lượng photon thì từ trường này có thể là một nam châm vĩnh cửu, nhưng thông thường một máy có thể phát nhiều mức năng lượng nên điện trường sử dụng cần nhiều mức năng lượng khác nhau để uốn một cách chính xác chùm điện tử. Bán kính cong của chùm tia hoạt động như một phổ kế năng lượng. Khi năng lượng của điện tử càng cao thì phổ càng nhỏ và ngược lại, vì vậy phải giữ cho cả điện trường và năng lượng của chùm điện tử ổn định.

Trên hình 2-23 cho thấy nếu một điện tử chuyển động theo quãng đường dài hơn sẽ bị uốn cong nhiều hơn trong điện trường (đường đứt nét), còn điện tử chuyển động theo quỹ đạo ngắn hơn sẽ bị uốn cong ít hơn (đường liền nét). Hai điện tử sẽ được hội tụ tại một điểm nhưng khi chúng rời khỏi hệ từ trường uốn sẽ chuyển động theo các đường phân kỳ. Cho nên điều quan trọng là phải lái chùm tia một cách chính xác vào buồng uốn cong theo đúng cả vị trí lẫn hướng.



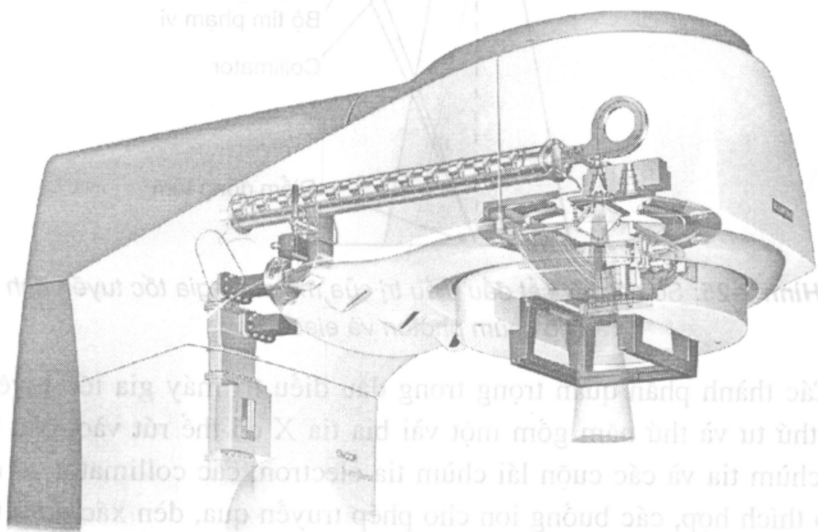
Hình 2-23: *Uốn chùm tia góc 90^0 trong mặt phẳng quỹ đạo của electron*

Hệ thống uốn góc 270^0 là tiêu sắc (achromatic), cung cấp các electron với đường đi dài trong từ trường. Nó hội tụ lại sự trải phổ electron, trải phổ trực tiếp và cho một tiêu điểm nhỏ nếu như bia tia X được đặt ở trung tâm của từ trường uốn. Một vài thiết kế đã có trên thị trường hiện nay, một số dựa trên các khối từ trường đơn, số khác lại dựa trên từ trường đa. Hầu hết các hệ thống này phù hợp với năng lượng chùm tia, nó sẽ bỏ đi các electron

không nằm trong ± 5% năng lượng chùm tia danh định. Tuy nhiên, hệ thống uốn góc 270^0 có một nhược điểm đó là chúng rất cồng kềnh và độ dài đường đồng tâm tăng.

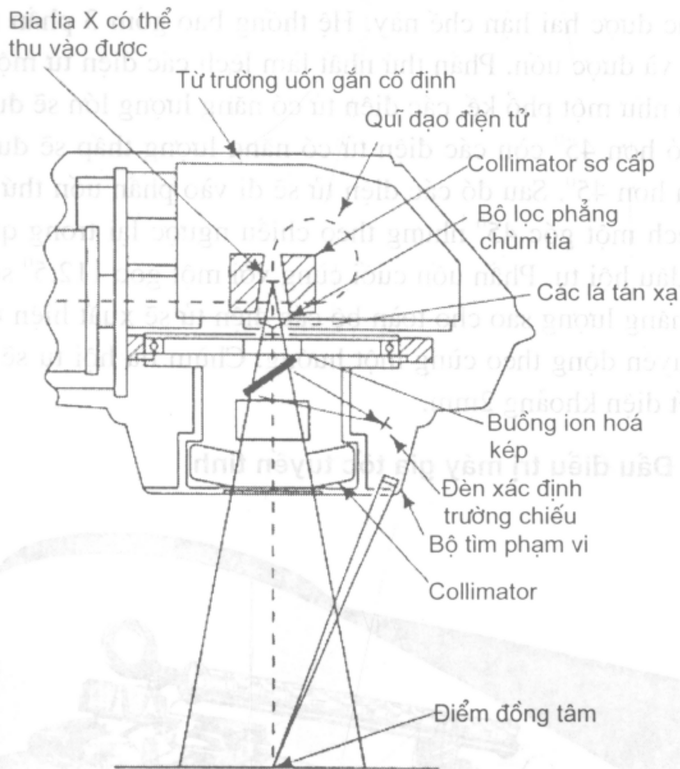
Hệ thống uốn góc $112,5^0$ (hệ thống slalom) có nhiều ưu điểm hơn hệ thống uốn 90^0 và 270^0. Cả hai hệ thống uốn góc 90^0 và 270^0 đều không thật là lý tưởng vì hệ thống uốn góc 90^0 sẽ có hiện tượng tán xạ, còn hệ thống uốn 270^0 thì làm cho đầu máy phải nâng cao hơn. Hệ thống uốn góc 112.5^0 sẽ khắc phục được hai hạn chế này. Hệ thống bao gồm 3 phần mà các điện tử sẽ đi qua và được uốn. Phần thứ nhất làm lệch các điện tử một góc 45^0 và đóng vai trò như một phổ kế, các điện tử có năng lượng lớn sẽ được làm lệch một góc nhỏ hơn 45^0 còn các điện tử có năng lượng thấp sẽ được làm lệch một góc lớn hơn 45^0. Sau đó các điện tử sẽ đi vào phần uốn thứ hai và cũng được làm lệch một góc 45^0 nhưng theo chiều ngược lại trong quá trình này điện tử bắt đầu hội tụ. Phần uốn cuối cùng với một góc 112.5^0 sẽ hoàn thiện việc hội tụ năng lượng sao cho toàn bộ các điện tử sẽ xuất hiện tại cùng một điểm và chuyển động theo cùng một hướng. Chùm tia hội tụ sẽ đập vào bia tia-X với tiết diện khoảng 2mm.

2.3.7. Đầu điều trị máy gia tốc tuyến tính



Hình 2-24: *Đầu điều trị một máy gia tốc tuyến tính*

Các electron, phát ra từ súng điện tử, được gia tốc trong ống dẫn sóng gia tốc và sau đó được mang, dưới dạng một chùm tia hình bút chì, qua hệ thống vận chuyển chùm tới đầu điều trị máy gia tốc, trong đó các photon và chùm electron lâm sàng được tạo ra. Như minh hoạ ở hình 2-25, đầu điều trị máy gia tốc tuyến tính gồm vài thành phần, các thành phần đó ảnh hưởng đến việc hình thành, tạo dạng, định vị và theo dõi chùm tia lâm sàng.



Hình 2-25: *Sơ đồ mặt cắt đầu điều trị của một máy gia tốc tuyến tính cho chùm photon và electron.*

Các thành phần quan trọng trong đầu điều trị máy gia tốc tuyến tính thế hệ thứ tư và thứ năm gồm một vài bia tia X có thể rút vào, các bộ lọc phẳng chùm tia và các cuộn lái chùm tia electron, các collimator sơ cấp và thứ cấp thích hợp, các buồng ion cho phép truyền qua, đèn xác định trường chiếu, một bộ đo xa, các nêm có thể rút vào tuỳ chọn và một collimator đa lá tuỳ chọn. Hầu hết các thành phần này là phổ biến với chùm electron, photon

và một số chùm tia khác ngoài hai chùm này. Các chùm photon lâm sàng được tạo ra với các bộ lọc lọc phẳng/ bia kết hợp. Các chùm electron lâm sàng được tạo ra từ việc thu bia vào và bộ lọc phẳng từ chùm tia hình bút chì hoặc tán xạ chùm tia hình bút chì với bộ lọc tán xạ đơn hoặc kép, hoặc bằng cách làm lệch và quét chùm tia hình bút chì có từ tính để bao phủ toàn bộ trường chiếu cần thiết cho điều trị. Các applicator được dùng để định dạng chùm electron.

Hình 2-26 minh hoạ các thành phần chính của đầu điều trị máy gia tốc tuyến tính sử dụng (a) chùm photon và (b) chùm electron. Mỗi năng lượng chùm photon hay electron đều có sự kết hợp giữa bia/ bộ lọc phẳng chùm tia của nó và các bộ lọc tán xạ đơn hoặc kép tương ứng. Các bộ lọc phẳng và các bộ lọc tán xạ được gắn trên các ngăn có khe trượt để dễ dàng đặt vào vị trí chùm tia theo yêu cầu.

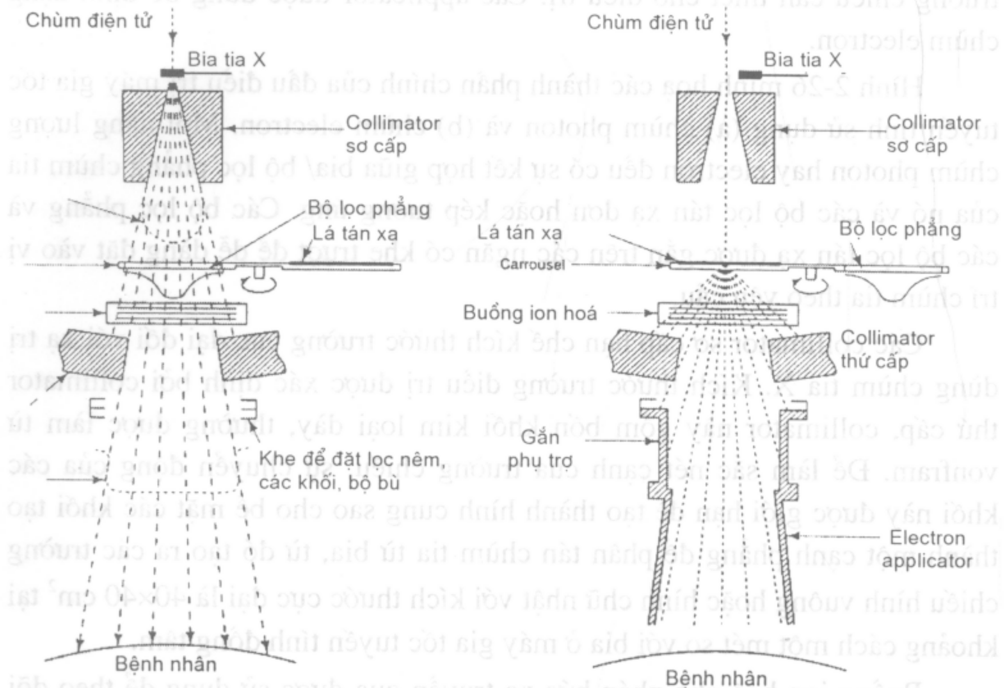
Các collimator sơ cấp hạn chế kích thước trường cực đại đối với xạ trị dùng chùm tia X. Kích thước trường điều trị được xác định bởi collimator thứ cấp, collimator này gồm bốn khối kim loại dày, thường được làm từ vonfram. Để làm sắc nét cạnh của trường chiếu, sự chuyển động của các khối này được giới hạn để tạo thành hình cung sao cho bề mặt các khối tạo thành một cạnh phẳng để phân tán chùm tia từ bia, từ đó tạo ra các trường chiếu hình vuông hoặc hình chữ nhật với kích thước cực đại là 40×40 cm^2 tại khoảng cách một mét so với bia ở máy gia tốc tuyến tính đồng tâm.

Buồng ion hoá cho phép bức xạ truyền qua được sử dụng để theo dõi đầu ra của chùm tia bức xạ cũng như sự bằng phẳng chùm tia xuyên tâm hoặc nằm ngang. Các trường được xác định bằng ánh sáng và bộ đo xa cung cấp các phương pháp quan sát thuận lợi để xác định đúng vị trí của bệnh nhân cần điều trị bằng những miếng đánh dấu tham chiếu. Trường ánh sáng chiếu vào một vùng trùng với trường xạ trị trên da bệnh nhân, trong khi đó bộ đo xa được sử dụng để đặt bệnh nhân tại khoảng cách điều trị đúng bằng cách chiếu một thước centimét, thước này sẽ tạo ảnh trên da bệnh nhân để chỉ ra khoảng cách theo trục tung từ đường đồng tâm máy gia tốc tuyến tính.

2.3.7.1. Bia và bộ lọc phẳng chùm tia

Mặc dù xuất hiện rất bình thường so với các mạch điện tử và phần cứng phức tạp trong máy gia tốc tuyến tính, bia tia X và bộ lọc phẳng chùm

tia đóng một vai trò rất quan trọng trong việc tạo ra chùm tia X lâm sàng. Vị trí của hai thành phần này trong đầu điều trị được minh hoạ ở hình 2-26(a). Việc lựa chọn chất liệu và hình dạng hình học của bia/ bộ lọc phẳng chùm tia thích hợp ảnh hưởng rất nhiều đến tính chất chùm photon lâm sàng.



Hình 2-26: *Sơ đồ các thành phần chính trong đầu điều trị máy gia tốc tuyến tính y tế: (a) đối với chùm photon với bia và bộ lọc phẳng trong chùm tia và (b) đối với chùm electron với lá tán xạ trong chùm tia.*

Bia tia X

Bia tia-X có chức năng giữ lại chùm tia điện tử và phát ra tia X. Với mỗi mức năng lượng của điện tử thì phổ phát xạ tia-X phụ thuộc vào số nguyên tử và bề dày của bia. Bia mỏng có năng lượng photon trung bình lớn hơn do tương tác với bức xạ hãm ít hơn nhưng suất liều của chùm tia lại yếu hơn so với bia dày. Bằng thực nghiệm Podgorsak đã kết luận rằng đối với các mức năng lượng điện tử đến 10 MeV thì một bia dày làm bằng Vonfram sẽ cho phép tạo ra chùm tia-X có chất lượng tốt nhất và suất liều lớn nhất. Còn nếu năng lượng lớn hơn người ta sử dụng bia có chất liệu bằng nhôm.

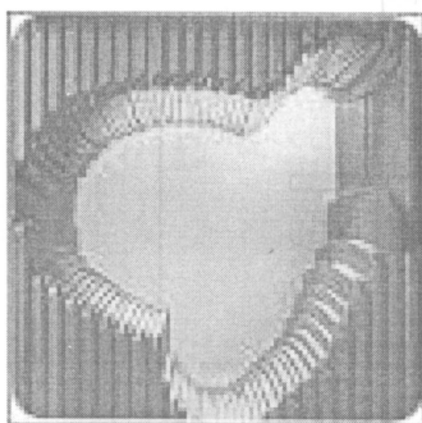
2.3.7.2. Collimator sơ cấp và collimator định dạng chùm tia

Hiện nay, người ta thường sử dụng hợp kim chì với những kim loại khác để chế tạo các loại collimator vì các hợp kim này không gây ảnh hưởng đáng kể đến năng lượng của máy gia tốc tuyến tính.

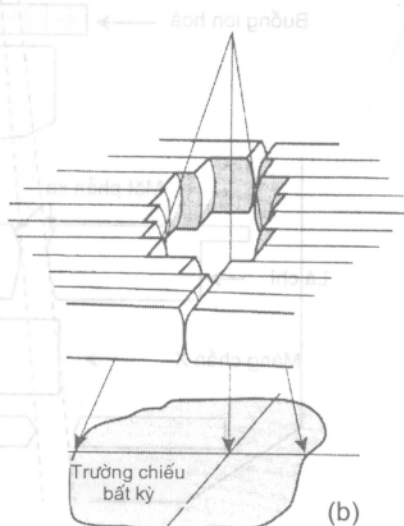
Trong những máy gia tốc đời đầu, người ta chế tạo các collimator là những collimator đối xứng, nó được thiết kế để chuyển động cùng lúc một cách đối xứng với trục quay của đầu điều trị. Vì nó ra đời sớm nên vùng nửa tối trên mặt phẳng có liên quan tới kích thước của điểm hội tụ và vị trí của các collimator. Loại collimator này có nhược điểm là khi nó chuyển động gần bia, thì hình dạng của vùng nửa tối đối với các collimator bên trong lớn hơn các collimator đặt bên ngoài, mà yêu cầu cho vùng nửa tối là giống nhau.

Một loại collimator thường được dùng trong máy gia tốc ngày nay là loại collimator đa lá. Việc tạo ra những chùm tia phóng xạ với hình dạng phù hợp với thể tích mô cần chiếu xạ là điều cần thiết vì lúc đó thể tích chiếu xạ là nhỏ nhất. Như vậy có thể bảo vệ được những mô lành gần trường điều trị.

Sự tự động chọn hình dạng của chùm tia là yêu cầu đặt ra cho các loại máy gia tốc và collimator đa lá đã được chế tạo để thực hiện yêu cầu đó. Trên hình 2-27 (b) là sơ đồ đơn giản của một collimator đa lá bao gồm những cặp lá suy giảm ngược nhau, mỗi cặp có thể sắp xếp từng lá độc lập nhau. Những lá suy giảm cần đủ dày cho vị trí cần suy giảm và số lượng nhỏ hơn đảm bảo cho việc tạo không gian theo hướng bình thường của các lá chuyển động, độ dày thường là 1 cm. Việc tạo không gian của hệ thống điều khiển có độ chính xác hơn 1 mm.



(a)

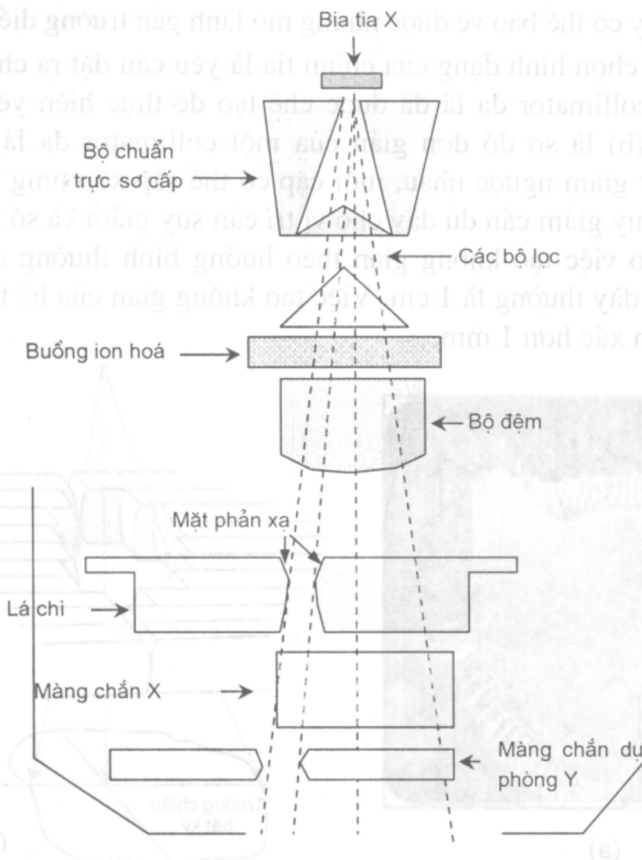


(b)

Hình 2-27: *(a) Hình chụp một collimator đa lá, (b) Sơ đồ đơn giản của một collimator đa lá (MLC)*

Để hiểu rõ về nguyên lý điều khiển collimator này là một vấn đề rất phức tạp. Toàn bộ hệ thống điều khiển phải bao gồm nhiều kênh điều khiển, mỗi kênh gồm có tính năng đo lường vị trí của mỗi lá và một motor chuyển đổi vị trí. Sự đo lường có thể thực hiện bằng bộ chuyển đổi tương tự hoặc số, hay là những thiết bị tinh vi hơn như hệ thống quang hoặc hệ thống dựa trên máy tính.

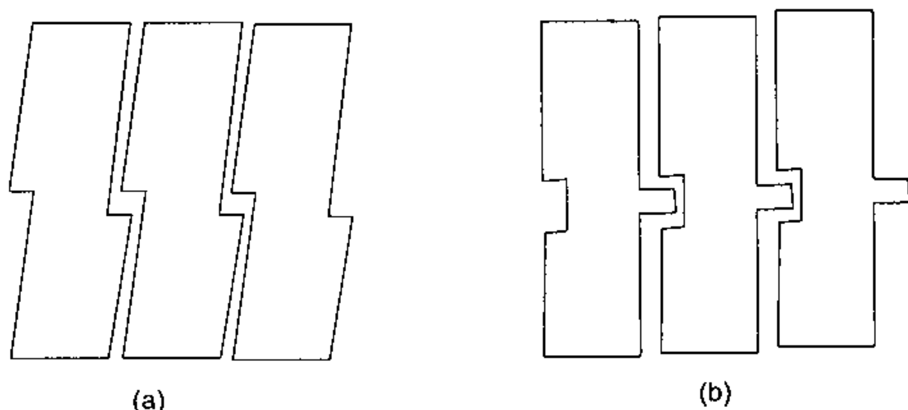
Có rất nhiều các thiết kế khác nhau của các collimator đa lá và chúng được chia làm 3 loại chính: (1) các collimator đa lá tạo ra duy nhất một sự chuẩn trực (riêng biệt so với bộ phận hình nón sơ cấp); (2) các collimator đa lá trong đó các lá được gắn ở phía ngoài đầu điều trị chuẩn; (3) các collimator đa lá trong đó các lá và các bộ chuẩn trực dự phòng thay thế đầu điều trị chuẩn. Mô tả sau đây tập trung chủ yếu trên dạng hệ thống thay thế nhưng hầu hết các điểm được đề cập đều có thể ứng dụng được cho các cấu hình khác.



Hình 2-28: Sơ đồ khối của một collimator đa lá được gắn trong đầu điều trị

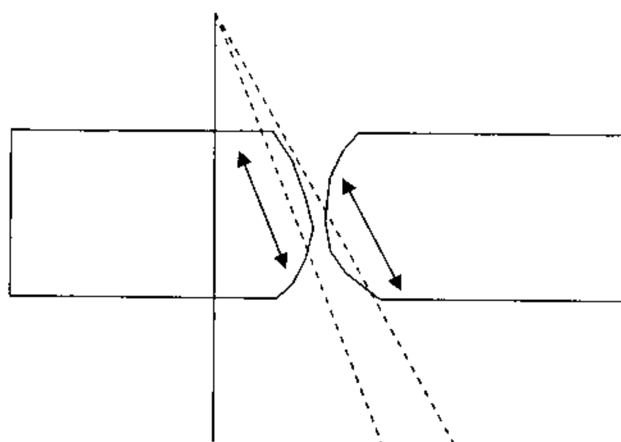
Trong ví dụ như được minh hoạ trên hình 2-28, hai ụ của các lá tungsten được gắn bên trong đầu điều trị ngay sát dưới bộ lọc làm bằng phẳng chùm và che chắn cho nêm theo dõi, nêm theo dõi này sẽ được mô tả trong phần sau. Trong vị trí này, các lá ở tại một vị trí bằng khoảng 1/3 khoảng cách từ nguồn tia X tới mặt phẳng đồng tâm và rộng khoảng 3mm để chiếu tới một phần độ rộng của lá khoảng 1cm trong mặt phẳng đồng tâm, các lá được vuốt nhọn để mỗi một trong các gờ của chúng có thể được tập trung theo hướng tới bia. Độ dày của lá, khoảng 7cm, là đủ lớn để làm giảm cường độ của chùm sơ cấp xuống khoảng 1%. Sự tổn hao phụ được tạo ra bởi các bộ chuẩn trực dự phòng, các yêu cầu của chúng sẽ trở nên rõ ràng sau khi xem xét một cách kỹ lưỡng hơn đối với các lá.

Trong thiết kế này, các lá được gắn trên các trục lăn, các trục lăn này cho phép các lá được di chuyển cắt ngang chùm bởi các cơ chế quay bước được điều khiển bởi các môtơ một chiều. Phải có một kẽ hở cơ khí giữa các lá để cho phép sự di chuyển một cách dễ dàng và điều này gây ra sự rò rỉ giữa các lá sát nhau. Sự rò rỉ này được làm giảm thiểu bằng cách sử dụng các đoạn lá kiểu gối trục chồng chéo nhau như được minh hoạ trên hình 2-29 (a) và bằng cách giữ kẽ hở càng nhỏ càng tốt một cách hợp lý. Một phương pháp khác thay cho việc sử dụng lỗ hổng chồng chéo là một cấu trúc hình lưỡi và kết nối kiểu rãnh như được minh hoạ trên hình 2-29 (b). Sự chồng chéo được duy trì càng lâu thì độ rò cực đại giữa các lá có sẽ có giá trị xấp xỉ khoảng 10% nhưng trong thực nghiệm chỉ đạt được độ rò thấp hơn bởi vì lỗ hổng, có kích thước rất nhỏ, không đối diện với toàn bộ khe hội tụ từ các điểm trong mặt phẳng đồng tâm.



Hình 2-29: Hai phương pháp làm giảm rò bức xạ giữa các lá kế tiếp nhau: (a) Kiểu bước, (b) Kiểu lưỡi và rãnh

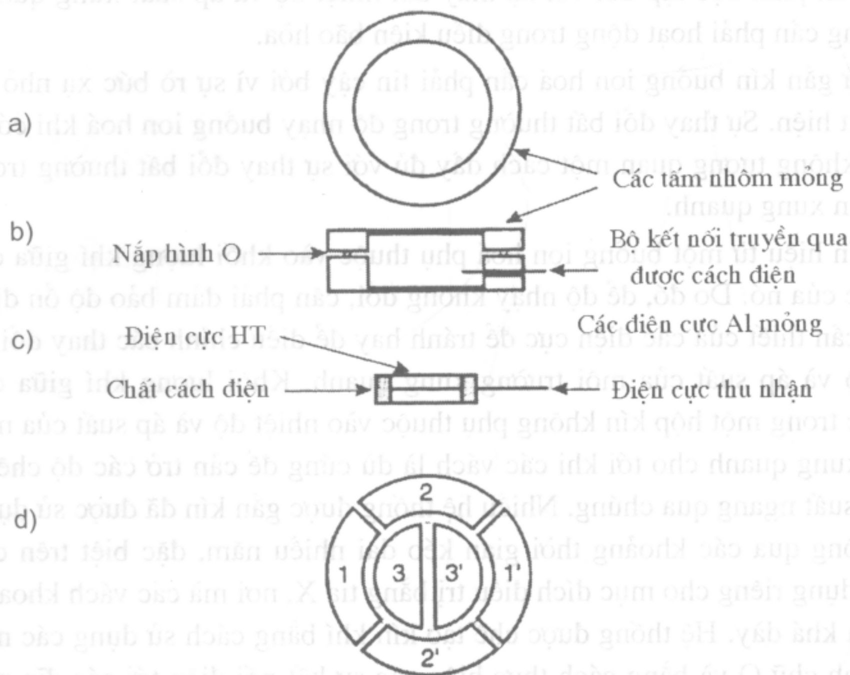
Độ nghiêng của lá cong chính là một phương pháp tối thiểu hoá vùng nửa tối mà không cần có các sự sắp xếp cơ học phức tạp cần thiết để giữ rìa phẳng của một bộ chuẩn trực thông thường được đặt thẳng hàng với nguồn tia X. Mặc dù độ cong cho phép sự đâm xuyên của chùm qua rìa, độ sâu đâm xuyên của tia tương đương với 20% độ truyền dẫn là không phụ thuộc vào vị trí của lá như được minh hoạ trên hình 2-30.



Hình 2-30: *Các lá chuẩn trực với bề mặt cong. Các đường chấm gạch thể hiện sự truyền dẫn thành phần gây ra sự suy giảm của vùng nửa tối*

Rõ ràng rằng việc điều khiển vị trí của tối đa 84 các phần tử chuyển động của bộ chuẩn trực đa lá (tối đa là 80 lá và 4 bộ chuẩn trực dự phòng) là phức tạp hơn so với việc điều khiển cho các hệ thống đối xứng đơn giản hay các hệ thống độc lập. Chú ý rằng toàn bộ hệ thống điều khiển phải bao gồm các kênh đa điều khiển mà mỗi kênh đều dễ dàng đo được vị trí của mỗi phần tử và một môtơ để thay đổi vị trí của nó. Việc đo lường vị trí của mỗi lá có thể được thực hiện bởi các đầu dò tương tự hay đầu dò kỹ thuật số (các đồng hồ đo điện áp hay các bộ mã hoá trục) hay bởi các công cụ tinh vi hơn như hệ thống dựa trên hình ảnh quang học và máy tính.

2.3.7.3. Hệ thống theo dõi liều (Buồng ion hoá)



Hình 2-31: *Một số chi tiết của buồng ion hoá theo dõi chùm. (a) Một mặt cắt tròn qua một buồng theo dõi. (b) Một mặt cắt pháp tuyến với (a) minh hoạ cách sắp đặt để làm cho hệ thống được kín khí. (c) Một cách sắp xếp đa tấm. (d) Một tấm được chia thành các cung để lấy mẫu các vùng khác nhau của trường bức xạ.*

Ngược lại với thiết bị xạ trị Co-60 là bức xạ đầu ra của thiết bị không đổi trong suốt quá trình sử dụng ngắn nhưng lại bán rã trong thời gian dài với chu kỳ bán rã là 5,26 năm, thì máy gia tốc tuyến tính có thể thay đổi bất thường nhẹ trong quá trình điều trị bệnh nhân nhưng lại duy trì tương đối ổn định trong thời gian dài nếu máy gia tốc được bảo dưỡng hợp lý. Do đó, máy gia tốc tuyến tính cần được trang bị hệ thống theo dõi liều, hệ thống này thường là buồng ion hóa cho phép bức xạ truyền qua, thường được gắn dưới chùm tia điều trị (electron hoặc tia X) để theo dõi liên tục đầu ra của chùm trong quá trình bệnh nhân điều trị. Vị trí thường đặt buồng ion hoá là giữa bộ lọc phẳng chùm tia hoặc lá tán xạ và collimator thứ cấp (minh hoạ ở hình 2-26).

Các yêu cầu chính đối với buồng ion hoá là: (1) buồng ion hoá phải có ảnh hưởng rất nhỏ đối với chùm bức xạ (có cấu tạo mỏng), (2) đáp ứng của chúng cần phải độc lập đối với sự thay đổi nhiệt độ và áp suất xung quanh, (3) chúng cần phải hoạt động trong điều kiện bão hòa.

Sự gắn kín buồng ion hoá cần phải tin cậy bởi vì sự rò bức xạ nhỏ rất khó phát hiện. Sự thay đổi bất thường trong độ nhạy buồng ion hoá khi có sự rò nhỏ không tương quan một cách đầy đủ với sự thay đổi bất thường trong điều kiện xung quanh.

Tín hiệu từ một buồng ion hoá phụ thuộc vào khối lượng khí giữa các điện cực của nó. Do đó, để độ nhạy không đổi, cần phải đảm bảo độ ổn định cơ học cần thiết của các điện cực để tránh hay để điều chỉnh các thay đổi về nhiệt độ và áp suất của môi trường xung quanh. Khối lượng khí giữa các điện cực trong một hộp kín không phụ thuộc vào nhiệt độ và áp suất của môi trường xung quanh cho tới khi các vách là đủ cứng để cản trở các độ chênh lệch áp suất ngang qua chúng. Nhiều hệ thống được gắn kín đã được sử dụng thành công qua các khoảng thời gian kéo dài nhiều năm, đặc biệt trên các máy sử dụng riêng cho mục đích điều trị bằng tia X, nơi mà các vách khoang có thể là khá dày. Hệ thống được chế tạo kín khí bằng cách sử dụng các nắp vòng hình chữ O và bằng cách thực hiện các sự kết nối điện tới các đĩa qua ống dẫn cách điện bằng kính hay gốm qua các bộ kết nối. Các nắp vòng hình chữ O này là dạng thường được sử dụng trong các thiết bị chân không. Buồng ion hoá thường được làm đầy không khí. Rõ ràng rằng các buồng không được gắn kín hoàn toàn tốt thì sẽ trở thành không kín và sẽ gây ra các thay đổi về độ nhạy.

Để an toàn cho bệnh nhân, hệ thống đo liều máy gia tốc tuyến tính thường gồm buồng ion hoá kép (hai kênh) với nguồn cấp hiệu dịch hoàn toàn độc lập và điện kế đọc ra. Nếu buồng ion hoá thứ nhất bị hỏng trong quá trình bệnh nhân điều trị, buồng ion hoá thứ hai sẽ đo bức xạ. Trong trường hợp hai buồng ion hoá hỏng cùng lúc, bộ định thời của máy gia tốc sẽ ngắt nguồn ngay lập tức với sự quá liều là rất nhỏ.

Buồng ion hoá thứ nhất đo các đơn vị giám sát (monitor unit - MU) với độ nhạy của mạch điện kế buồng được điều chỉnh sao cho 1 MU tương ứng với liều là 1 cGy đo trong một phantom nước ở độ sâu liều cực đại trên trục chùm tia (điểm P) khi chiếu xạ với kích thước trường chiếu là 10×10 cm^2,

khoảng cách từ nguồn tới da bệnh nhân (SSD) là 100 cm. Khi đạt tới số đơn vị giám sát (MUs) được người vận hành đặt trước, mạch buồng ion hoá thứ nhất ngắt máy gia tốc tuyến tính và dừng liều phân phát tới bệnh nhân.

Ngoài việc theo dõi liều theo đơn vị MU, hệ thống theo dõi liều còn giám sát năng lượng chùm tia, độ bằng phẳng và tính đối xứng của chùm cũng như suất liều. Việc đo đạc các thông số này đòi hỏi các điện cực thứ nhất và thứ hai của buồng ion hoá phải được chia thành vài phần, với các tín hiệu kết quả được sử dụng trong mạch hồi tiếp tự động để lái chùm điện tử qua ống dẫn sóng gia tốc, hệ thống vận chuyển chùm, để tới bia hoặc lá tán xạ bảo đảm chùm tia bằng phẳng và đối xứng. Thiết kế đặc biệt của buồng ion hoá và các phần chia thay đổi theo từng nhà sản xuất.

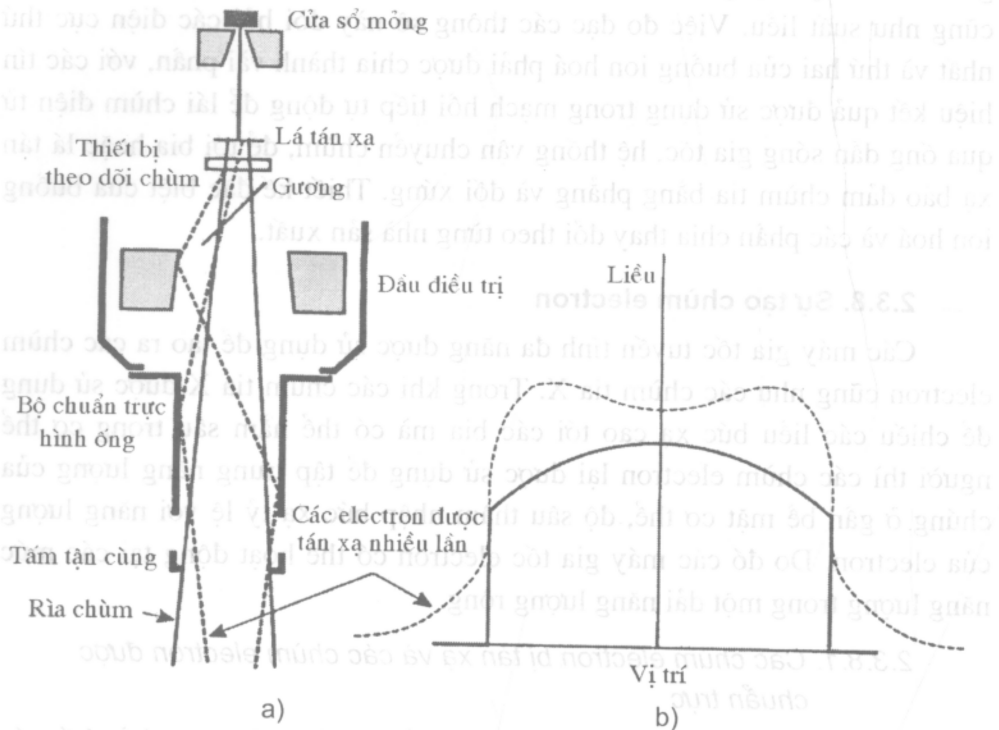
2.3.8. Sự tạo chùm electron

Các máy gia tốc tuyến tính đa năng được sử dụng để tạo ra các chùm electron cũng như các chùm tia X. Trong khi các chùm tia X được sử dụng để chiếu các liều bức xạ cao tới các bia mà có thể nằm sâu trong cơ thể người thì các chùm electron lại được sử dụng để tập trung năng lượng của chúng ở gần bề mặt cơ thể, độ sâu thâm nhập bức xạ tỷ lệ với năng lượng của electron. Do đó các máy gia tốc electron có thể hoạt động tại các mức năng lượng trong một dải năng lượng rộng.

2.3.8.1. Các chùm electron bị tán xạ và các chùm electron được chuẩn trực

Khi hoạt động trong chế độ điều trị bằng chùm electron, hầu hết các máy gia tốc tuyến tính hai mục đích đều sử dụng các lá tán xạ bằng kim loại để làm rộng chùm hình nón (hình đầu bút chì) của các electron phát ra từ cửa sổ mỏng của hệ thống chân không của cấu trúc gia tốc. Sự bố trí đơn giản nhất được minh hoạ trên hình 2-32. Bia tia X được bỏ ra khỏi chùm và được thay thế bởi một cửa sổ mỏng để cho phép chùm electron được phát ra từ hệ thống chân không. Chùm electron bị tán xạ bởi một lá mỏng mà nó thay thế cho bộ lọc làm bằng phẳng chùm tia X (bộ lọc này nếu không được bỏ ra thì nó sẽ chặn các electron lại và trở thành một bia tia X không có hiệu quả) và cuối cùng chùm electron được chuẩn trực để tạo ra kích thước trường yêu cầu tại bề mặt bệnh nhân. Hoạt động của một máy gia tốc trong chế độ điều trị bằng chùm electron bắt buộc phải thoả mãn các yêu cầu phụ khác trong việc thiết kế các bộ phận khác trong đầu điều trị. Gương trong hệ

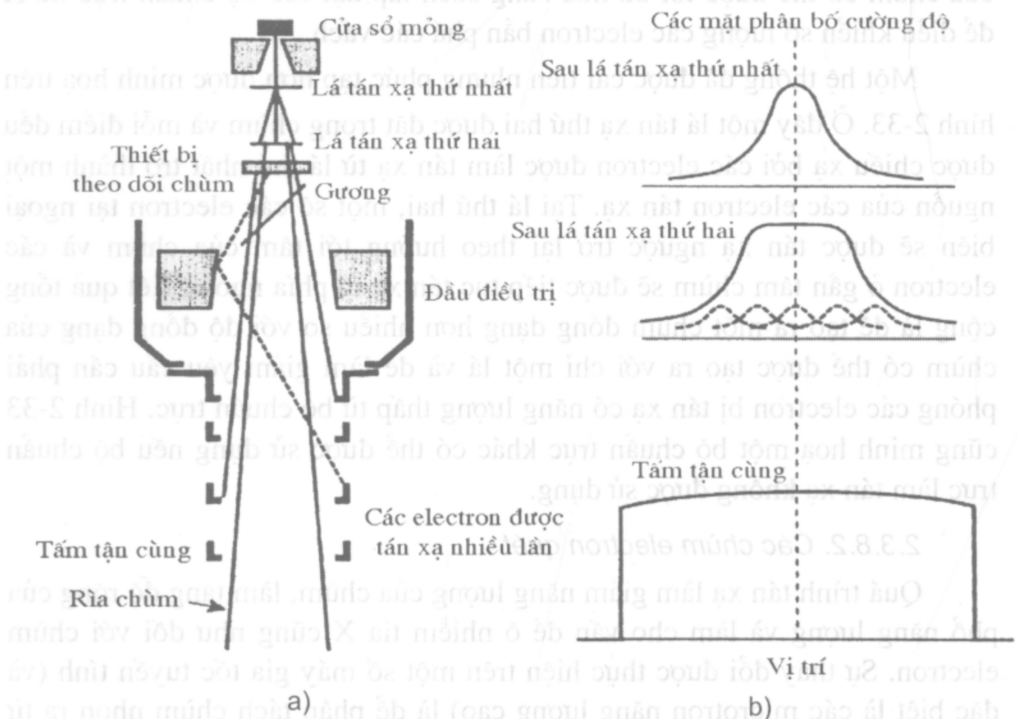
thống quang học phải cho phép sự đi qua của các chùm electron với các mức năng lượng khác nhau. Yêu cầu này có thể được thực hiện bằng cách sử dụng các lá nhựa pha nhôm được kéo kín lại. Tương tự thế, buồng ion hoá theo dõi chùm phải đủ "trong suốt" đối với các electron có năng lượng cao.



Hình 2-32: (a) Chùm electron với một lá tán xạ và bộ chuẩn trực hình ống. (b) Sự phân bố của các electron tán xạ từ lá và bộ chuẩn trực.

Các electron chịu sự tán xạ đáng kể trong không khí giữa lá tán xạ và bệnh nhân cần được điều trị, do đó để tạo ra một chùm được định dạng tốt thì việc chuẩn trực phải được thực hiện càng gần bề mặt điều trị càng tốt. Các bộ chuẩn trực chùm tia X ở bên trong đầu điều trị không đáp ứng đủ cho mục đích này. Hơn thế nữa, các vật liệu có số hiệu nguyên tử lớn, dùng để chuẩn trực chùm tia X, sẽ tạo ra các tia X không mong muốn khi các electron bị tán xạ. Do đó chùm electron được chuẩn trực một cách lý tưởng bằng các vật liệu có số nguyên tử nhỏ chẳng hạn như nhôm (Al). Vì các electron sơ cấp bắn phá các vách của bộ đánh dấu theo các góc xiên nhỏ, nên độ dày của lớp nhôm không cần phải lớn bằng với độ rộng của chùm

electron ở trong nó. Theo kinh nghiệm người ta thấy ra rằng độ dày cần thiết của lớp nhôm thường là bằng 1/3 độ rộng của chùm electron. Để người sử dụng có thể quan sát được vùng được điều trị, bộ đánh dấu có thể chặn chùm tia X lại từ vị trí cách khoảng vài cm từ bề mặt, hay có thể triệt tiêu nó trong một khung kính cuối, bị dãn ra trên các cột từ bộ phận chính của bộ đánh dấu. Khung kính cuối có thể đáp ứng một mục đích bổ sung là làm một giá đỡ cho chì (hay một hợp kim có điểm nóng chảy thấp) có nhiệm vụ "cắt tỉa" để tạo ra các trường có hình dạng không đều.



***Hình 2-33:** (a) Chùm electron với hai lá tán xạ và bộ chuẩn trực mở. (b) Phân bố của các electron tán xạ từ hai lá và bộ chuẩn trực.*

Các lá được chọn để tạo ra sự kết hợp tốt nhất giữa sự tán xạ, sự tổn hao năng lượng và việc tạo ra bức xạ hãm. Lý tưởng, sẽ có thể có một sự tán xạ góc rộng và không có sự tổn hao năng lượng hay không có sự tạo ra bức xạ hãm nào, nhưng điều này là không thể. Trong thực nghiệm, các lá đồng (Cu) được chọn lựa và độ dày được chọn theo kinh nghiệm cho mỗi mức

năng lượng để mỗi chùm electron lấp đầy kích thước lớn nhất của trường mà sẽ được sử dụng. Như được minh hoạ trên hình 2-32 (b), chùm tia được làm tán xạ bởi lá đồng sẽ có một độ nghiêng Gaussian xấp xỉ, do đó rõ ràng rằng là không thể tạo ra được một chùm đồng dạng lý tưởng. Những sự cải thiện đối với độ đồng dạng có thể được thực hiện bằng cách sử dụng các electron bị tán xạ tự nhiên từ các vách của bộ đánh dấu. Mặc dù các electron này bị suy giảm nhẹ về năng lượng nhưng chúng vẫn làm tăng cường độ xung quanh ngoại biên của chùm và làm tăng đáng kể độ đồng dạng của các chùm rộng. Độ tán xạ của bộ đánh dấu có thể được điều chỉnh và độ đồng dạng của chùm có thể được tối ưu hoá bằng cách lắp đặt các bộ chuẩn trực tia X để điều khiển số lượng các electron bắn phá các vách.

Một hệ thống đã được cải tiến nhưng phức tạp hơn được minh hoạ trên hình 2-33. Ở đây một lá tán xạ thứ hai được đặt trong chùm và mỗi điểm đều được chiếu xạ bởi các electron được làm tán xạ từ lá thứ nhất trở thành một nguồn của các electron tán xạ. Tại lá thứ hai, một số các electron tại ngoại biên sẽ được tán xạ ngược trở lại theo hướng tới tâm của chùm và các electron ở gần tâm chùm sẽ được tiếp tục tán xạ ra phía ngoài. Kết quả tổng cộng là để tạo ra một chùm đồng dạng hơn nhiều so với độ đồng dạng của chùm có thể được tạo ra với chỉ một lá và để làm giảm yêu cầu cần phải phóng các electron bị tán xạ có năng lượng thấp từ bộ chuẩn trực. Hình 2-33 cũng minh hoạ một bộ chuẩn trực khác có thể được sử dụng nếu bộ chuẩn trực làm tán xạ không được sử dụng.

2.3.8.2. Các chùm electron quét

Quá trình tán xạ làm giảm năng lượng của chùm, làm tăng độ rộng của phổ năng lượng và làm cho vấn đề ô nhiễm tia X cũng như đối với chùm electron. Sự thay đổi được thực hiện trên một số máy gia tốc tuyến tính (và đặc biệt là các microtron năng lượng cao) là để phân tách chùm nhọn ra từ hệ thống vận chuyển chùm và sử dụng một hệ thống lái hướng bằng nam châm để quét chùm electron ngang qua trường điều trị cần thiết. Có thể có nhiều các dạng quét, nhưng về ý tưởng thì dạng quét đơn giản nhất là quét theo đường được tạo ra bằng cách tác động các dạng sóng hình răng cưa với các tần số khác nhau tới hai cặp cuộn dây lái tia trực giao nhau. Điều này giống như đối với hệ thống quét trong một đèn hình TV hay một VDU nhưng các yêu cầu về tần số quét và độ phân giải không gian của chúng thường là không bằng so với trong máy gia tốc tuyến tính. Mặc dù chùm chỉ

có đường kính khoảng vài mm khi nó phát ra từ hệ thống chân không, nó sẽ bị làm tán xạ bởi không khí ở trong đầu điều trị như đã được nói từ trước. Kết quả là chùm được quét bị khuếch tán khi nó chạm tới bệnh nhân, do đó một trường quét nhỏ sẽ có thể không làm cải thiện cho việc điều khiển độ đồng dạng hay hình dạng của chùm. Tán xạ có thể được làm giảm thiểu bằng cách lấp đầy đầu điều trị bằng khí Heli, khí này có tiết diện tán xạ rất nhỏ, nhưng kỹ thuật này chỉ được áp dụng cho một số máy gia tốc tuyến tính đặc biệt. Điều thứ hai, từ sự quan sát bản chất xung của chùm electron, người ta mong muốn giữ các tần số của trường quét đủ thấp so với tốc độ lập lại xung (PRF) của cấu trúc gia tốc. Thông thường thì PRF có giá trị khoảng 250 Hz và tần số của trường quét là 4 Hz, do đó mỗi dòng trong một khung hình quét bao gồm gần 60 xung. Chùm electron từ mỗi xung được khuếch tán thích hợp để cho các xung kế tiếp nhau được chèn vào trong một trường phân bố liều đồng dạng và liên tục, điều này sẽ không xảy ra nếu tỷ số giữa PRF và tần số trường quét là quá nhỏ.

2.3.9. Các hệ thống cơ khí

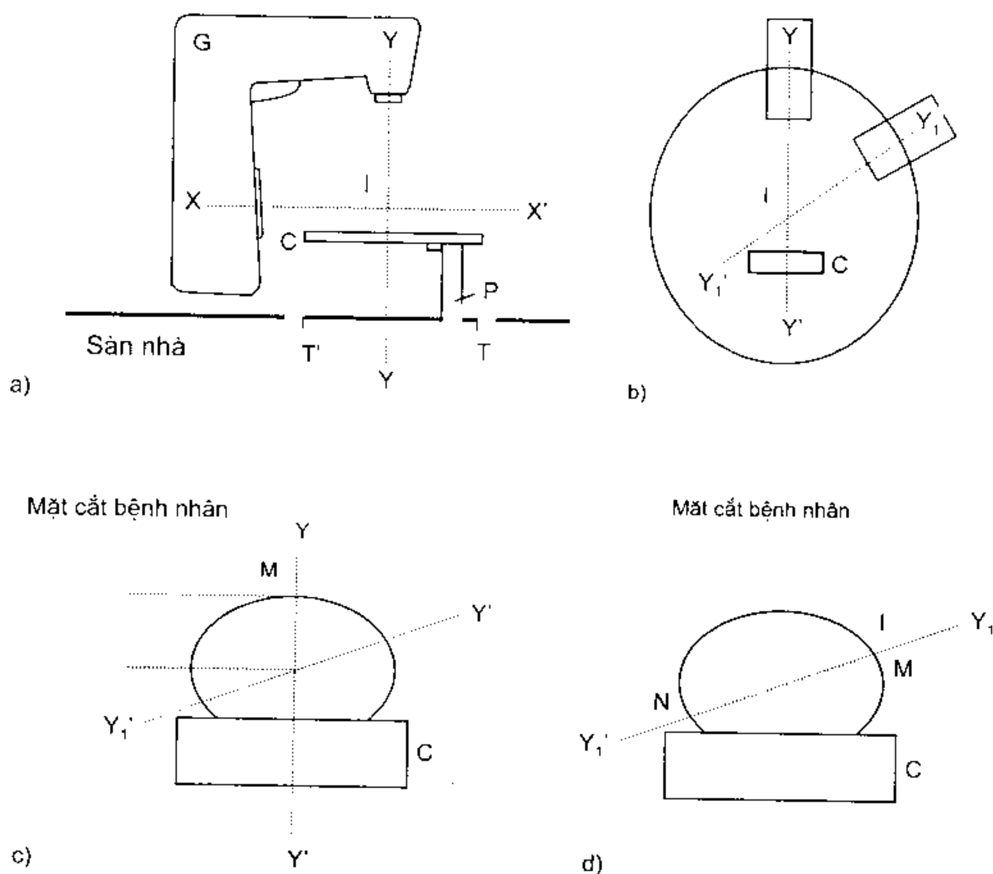
Trong suốt quá trình chiếu bức xạ điều trị, bệnh nhân cần phải được giữ yên. Cách tốt nhất để thực hiện điều này là đặt bệnh nhân đó trong một vị trí thoải mái và bộ phát tia điều trị phải được đặt thẳng với bệnh nhân. Các hệ thống được mô tả trong chương này được thiết kế chế tạo để thực hiện các chức năng này.

2.3.9.1. Giá đỡ đồng tâm

Trong thực nghiệm lâm sàng thì thời gian để thiết lập vị trí của bệnh nhân cho việc điều trị sẽ tốn thời gian hơn rất nhiều so với việc chiếu xạ. Do đó để sử dụng máy một cách hiệu quả thì yêu cầu các hệ thống tạo hướng cho trường bức xạ thẳng với bệnh nhân phải cho phép việc thiết lập vị trí được thực hiện theo một thứ tự hợp lý, chứ không phải là một quá trình của các sự xấp xỉ liên tiếp. Các nguyên lý của giá đỡ đồng tâm được sử dụng cho mục đích này đã được mô tả lần đầu bởi Howard-Flanders và Newbery năm 1950 và được minh hoạ trên hình 2-34.

Nguồn bức xạ Y được gắn trên dàn quay để cho nó có thể được quay quanh một trục dọc X-X'. Chùm bức xạ được định dạng bởi đầu điều trị có trục quay Y-Y', trục này ở trong mặt thẳng đứng như được minh hoạ trên hình 2-34 (b). Đối với tất cả các vị trí của dàn quay, trục quay của bộ chuẩn trực X-X' sẽ cắt ngang trục Y-Y' tại điểm I. Bàn bệnh nhân C được gắn trên một trục T-T' (có thể xoay được) để quay được xung quanh trục thẳng đứng

qua điểm I. Bàn bệnh nhân C có thể được nâng lên, hạ xuống trên cột đỡ P và có thể di chuyển được theo chiều dọc hay theo chiều ngang trong mặt phẳng dọc. Cột đỡ P được đặt ngoài điểm giữa trên trục có thể xoay được T-T' để cho phép cánh tay dàn quay G-Y di chuyển qua dưới bàn khi nó được quay. Trục quay của nguồn bức xạ Y, trục quay thẳng đứng của bàn và trục giữa của chùm bức xạ tất cả đều di chuyển qua một điểm xác định trong không gian được định nghĩa như là điểm đồng tâm I.



Hình 2-34: (a) Sơ đồ khối điều trị và các mặt cắt theo các hướng X-X', Y-Y'; trục hoành X-X' là trục quay của dàn quay, trục tung Y-Y' là trục quay của bộ chuẩn trực; (b) Phác thảo trong mặt phẳng qua Y-Y', vuông góc với X-X', Y_1-Y_1' là hướng của một chùm tia thứ hai; (c) Minh hoạ một lần điều trị đồng tâm. Hai chùm tia giao nhau tại một độ sâu d bên trong bệnh nhân; (d) Minh hoạ một chùm tia của một lần điều trị có SSD cố định. Tâm đặt tại bề mặt da bệnh nhân.

Hệ thống này có thể được sử dụng theo hai cách khác nhau:

(1) *Bằng cách đặt tâm của thể tích cần được điều trị tại điểm đồng tâm*: các công việc điều trị kiểu này thường được gọi là điều trị đồng tâm. SAD là không đổi nhưng SSD có thể thay đổi được tuỳ thuộc vào độ dày của bia.

(2) *Bằng cách đặt điểm thâm nhập lối vào của trục giữa của chùm bức xạ tại điểm đồng tâm*: các công việc điều trị kiểu này thường được gọi là điều trị với SSD cố định bởi vì tất cả các chùm bức xạ sẽ có cùng SSD và SSD sẽ có độ lớn bằng SAD.

Thể tích điều trị được tập trung trên điểm đồng tâm

Hệ thống này được mô tả trên hình 2-34(c), nó minh hoạ cho chúng ta thấy một mặt cắt qua một bệnh nhân nằm nghiêng trên bàn C. Thông tin tối thiểu cần thiết phải có để điều khiển hướng của một chùm bức xạ với một góc chiếu yêu cầu qua tâm của khối u là một dấu M trên da theo hướng thẳng đứng ở phía trên khối u trong mặt cắt này và khoảng cách d giữa dấu trên da và tâm của khối u. Dàn quay được quay để cho trục giữa Y-Y' được đặt tại vị trí thẳng đứng, và các chuyển động theo chiều thẳng đứng và theo chiều dọc của bàn được sử dụng để đưa dấu M trên bệnh nhân tới trục của bộ chuẩn trực tại một khoảng cách SSD được tính bởi (SAD - d) như được thể hiện bởi một trong các hệ thống quang và cơ khí. Do đó tâm của khối u sẽ được đặt tại điểm đồng tâm I. Một chùm bức xạ từ bất kỳ một hướng nào trong mặt phẳng thẳng đứng có thể được điều khiển hướng tới khối u bằng cách quay dàn quay qua một góc đặc biệt. Trục giữa của chùm thứ hai được ký hiệu là trục Y_1 - Y_1' trong hình 2-34(c). Chú ý rằng mặt cắt qua bệnh nhân không nhất thiết phải là một mặt cắt vuông góc. Bất kỳ một mặt cắt thẳng đứng nào đều có thể được chọn lựa bằng cách quay bàn quanh một trục thẳng đứng. Sự bố trí này có thể được sử dụng để điều khiển hướng của nhiều chùm cố định qua tâm điểm của khối u, hay đối với việc điều trị quay thì một chùm đơn được quay chung quanh tâm điểm của khối u. Bởi vì việc quay bàn là đồng tâm cho nên không cần phải giới hạn nhiều chùm phải ở trong cùng một mặt phẳng mặc dù việc sử dụng các chùm không ở trong cùng một mặt phẳng sẽ làm cho quá trình lập kế hoạch điều trị gặp nhiều khó khăn.

Lối thâm nhập của chùm được tập trung trên điểm đồng tâm

Một cách khác để định ra hướng của trục giữa của chùm bức xạ qua một bệnh nhân là bằng cách tạo ra các điểm đánh dấu thể hiện lối thâm nhập vào và các điểm thoát ra của trục giữa trên bề mặt da. Do đó các điểm đánh dấu này có thể được sử dụng để thiết lập cho vị trí điều trị của bệnh nhân như được minh hoạ trên hình 2-34 (d). Điểm thâm nhập vào da (M) có thể được đưa tới điểm đồng tâm I bằng cách sử dụng các chuyển động theo chiều thẳng đứng và theo chiều dọc của bàn bệnh nhân. Điểm lối ra (N) của trục giữa được thể hiện bởi con trỏ phía lưng, do đó có thể được đưa tới điểm N yêu cầu trên bệnh nhân do sự quay của dàn quay. Trong quá trình này thì điểm thâm nhập không được di chuyển bởi vì cả hai quá trình quay này đều được thực hiện quanh điểm I. Lợi ích của giá đỡ đồng tâm là các vị trí của các điểm lối vào và các điểm lối ra có thể được điều chỉnh một cách độc lập. Lối vào được định vị hoàn toàn bởi các chuyển động tuyến tính và các điểm lối ra được định vị hoàn toàn bởi các chuyển động quay.

2.3.9.2. Dàn quay

Đường dẫn sóng gia tốc, các cuộn dây hội tụ và lái hướng, đầu điều trị và bất kỳ một bộ phận che chắn bức xạ phụ nào đều được gắn trên tay đòn dọc của dàn quay và nó quay quanh trục dọc X-X' trên hình 2-34. Nó có thể được đỡ trên một giá đỡ hình trống hay một giá đỡ kiểu con lắc, sẽ được mô tả trong các phần kế tiếp. Toàn bộ hệ thống phải chịu các sự biến dạng dẻo, và cũng sẽ có sự lay động trong các giá đỡ cho chuyển động quay của dàn quay và cho chuyển động quay của đầu điều trị. Do các sự biến dạng này và sự lay động trong các giá đỡ nên điểm đồng tâm không phải là một điểm duy nhất trong không gian và sẽ di động trên một đường phức tạp khi dàn quay được quay 360^0. Hệ thống phải được thiết kế để sao cho điểm đồng tâm chỉ dao động trong phạm vi một hình cầu có đường kính 4mm.

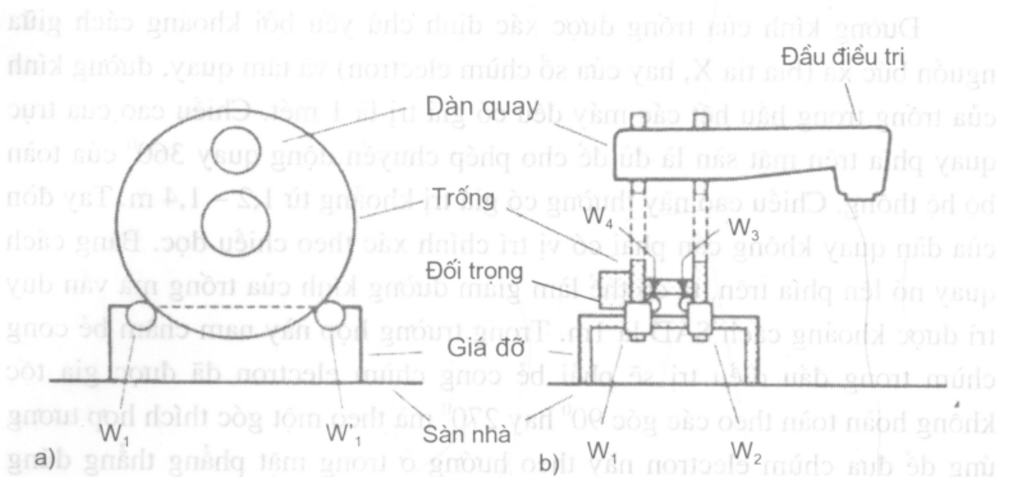
Trong hệ thống này thì tay đòn của dàn quay được đỡ trên một cấu trúc hình trống hay có dạng hình trụ như được minh hoạ trong hình 2-35 (a) và (b). Hình 2-35 (c) là một ảnh chụp của cấu trúc này trong quá trình lắp ráp. Các vành ngoài cùng của trống được xoay tới vị trí đồng tâm với nhau tựa trên các bánh lái truyền động.

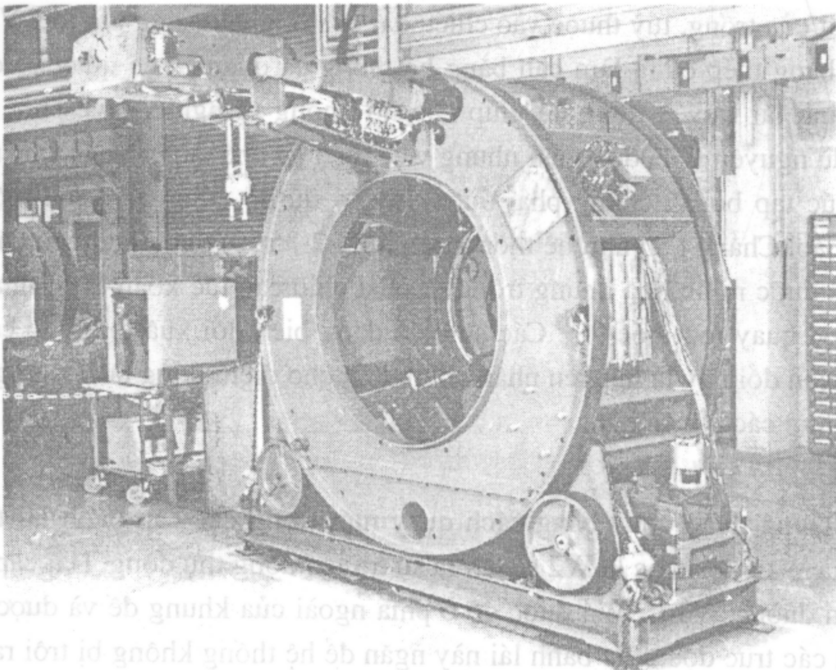
Đường kính của trống được xác định chủ yếu bởi khoảng cách giữa nguồn bức xạ (bia tia X, hay cửa sổ chùm electron) và tâm quay, đường kính của trống trong hầu hết các máy đều có giá trị là 1 mét. Chiều cao của trục quay phía trên mặt sàn là đủ để cho phép chuyển động quay 360^0 của toàn bộ hệ thống. Chiều cao này thường có giá trị khoảng từ 1,2 – 1,4 m. Tay đòn của dàn quay không cần phải có vị trí chính xác theo chiều dọc. Bằng cách quay nó lên phía trên, ta có thể làm giảm đường kính của trống mà vẫn duy trì được khoảng cách SAD là 1m. Trong trường hợp này nam châm bẻ cong chùm trong đầu điều trị sẽ phải bẻ cong chùm electron đã được gia tốc không hoàn toàn theo các góc 90^0 hay 270^0 mà theo một góc thích hợp tương ứng để đưa chùm electron này theo hướng ở trong mặt phẳng thẳng đứng như được minh hoạ trên hình 2-34 (a).Tay đòn dọc có thể làm rộng trên cả hai mặt của trống, tuỳ thuộc vào chiều dài của ống dẫn sóng gia tốc. Vật đối trọng bằng thép cứng làm cân bằng hệ thống cả quanh trục quay và quanh các bánh lái truyền động để giúp cho nó không bị nghiêng về phía trước. Mặc dù nguyên lý là đơn giản nhưng việc thiết kế chế tạo các cấu trúc này là rất phức tạp bởi vì chúng phải được duy trì đủ độ cứng ở bất cứ một góc quay nào. Chẳng hạn như hệ thống trên hình 2-35 (b) được làm cân bằng tại góc đã được minh hoạ nhưng trống sẽ phải chịu các lực xoắn khác nhau khi nó được quay một góc 90^0. Các sự méo dạng biến đổi xuất hiện do các lực xoắn biến đổi này là nguyên nhân chính làm cho điểm đồng tâm không được tạo ra một cách hoàn hảo.

Giá đỡ hình trống

Trống được quay bằng cách quay một trong các cặp bánh lái truyền động là W1, cặp khác là W2 sẽ tạo ra sự truyền động thụ động. Hai cặp bánh lái dẫn đường W3 và W4 được đỡ ở phía ngoài của khung đế và được quay quanh các trục dọc. Các bánh lái này ngăn để hệ thống không bị trôi ra sang một bên trên các bánh lái truyền động chính, có nghĩa là song song với trục quay của các bánh lái truyền động.

Nếu cần thiết thì khung đế có thể được gắn trên một hố nông để làm giảm thiểu chiều cao bên trên mức sàn.





c)

Hình 2-35: *Sơ đồ khối của dàn quay gắn trên một trống.*
(a) Mặt cắt vuông góc với trục quay. (b) Mặt cắt qua trục và tay đòn chùm tia.
(c) Ảnh của một dàn quay đang lắp ráp.

Các bánh lái điều khiển làm quay hệ thống được cấp nguồn bởi một môtơ được điều khiển bởi servo và một hộp bánh răng truyền động có tốc độ được giữ ổn định bởi một điện áp phản hồi từ một bộ tạo tốc độ được gắn trên một trong các trục điều khiển. Hệ thống này cho phép một dải tốc độ liên tục từ 0 tới mức cực đại có thể theo mỗi hướng. Nó bị thay đổi bởi hoặc là một điện áp đầu vào được điều khiển bởi người vận hành hay trong quá trình quay điều trị bởi một điện áp được lấy từ tín hiệu suất liều của hệ thống theo dõi chùm bức xạ. Hệ thống điều khiển chuyển động tự nó có thể phanh lại được, ta thấy rằng khi điện áp điều khiển môtơ bằng 0V thì tốc độ truyền động cũng sẽ bằng 0. Khi hệ thống không hoạt động, trên thực tế thì nó được làm cân bằng với mức độ sai lệch khoảng vài kg, sẽ cho phép sự cọ xát trong hộp bánh răng truyền động để giữ nó ở trong vị trí tĩnh. Thời gian tối đa cần thiết cho một vòng quay 360^0 của dàn quay là khoảng từ 1-2 phút.

Phần bên trong của trống tạo ra các khoảng trống rộng cho các mạch điều khiển mà chúng phải được nối cứng tới ống dẫn sóng gia tốc qua hệ thống truyền dẫn sóng và cũng cho các phần tử khác có chức năng cung cấp các nguồn điện áp tới ống dẫn sóng gia tốc và các mạch điện của súng điện tử. Một lượng rất lớn các dây cáp và một số ống dẫn nước đi vào từ các vị trí cố định phải được quay cùng với dàn quay. Hơn nữa, đối với các máy được cấp nguồn bởi các klystron thì năng lượng vi sóng phải được dẫn lên trên cấu trúc quay thông qua một bộ kết nối của ống dẫn sóng quay trên trục quay. Hệ thống không thể được phép cho quay liên tục do các sợi cáp và các ống nước, dải chuyển động của nó bị giới hạn xuống khoảng 380^0 bởi các chuyển mạch hạn chế cố định nhạy hướng. Sau khi quay được 380^0 hệ thống phải được quay đảo chiều.

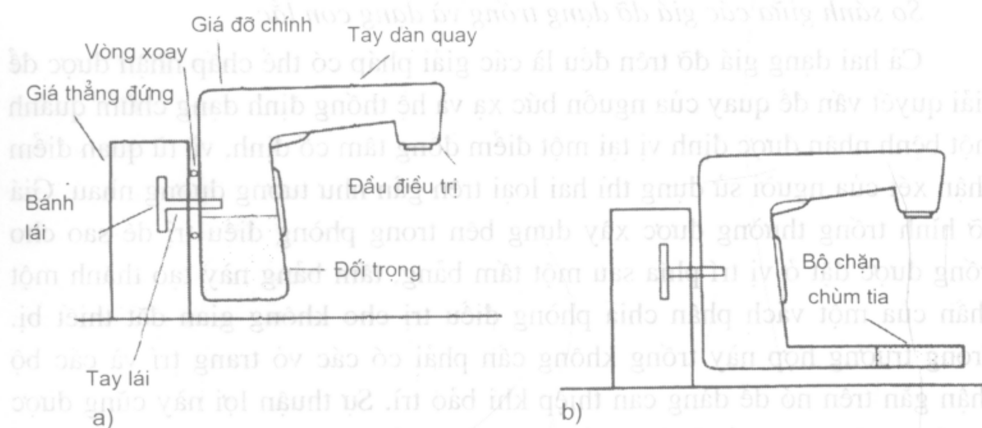
Giá đỡ trống làm cho hệ thống trở thành tương đối cứng chắc và ổn định, và nó phải là một cấu trúc rất lớn và nặng, trọng lượng đầy đủ của nó là khoảng 5 tấn.

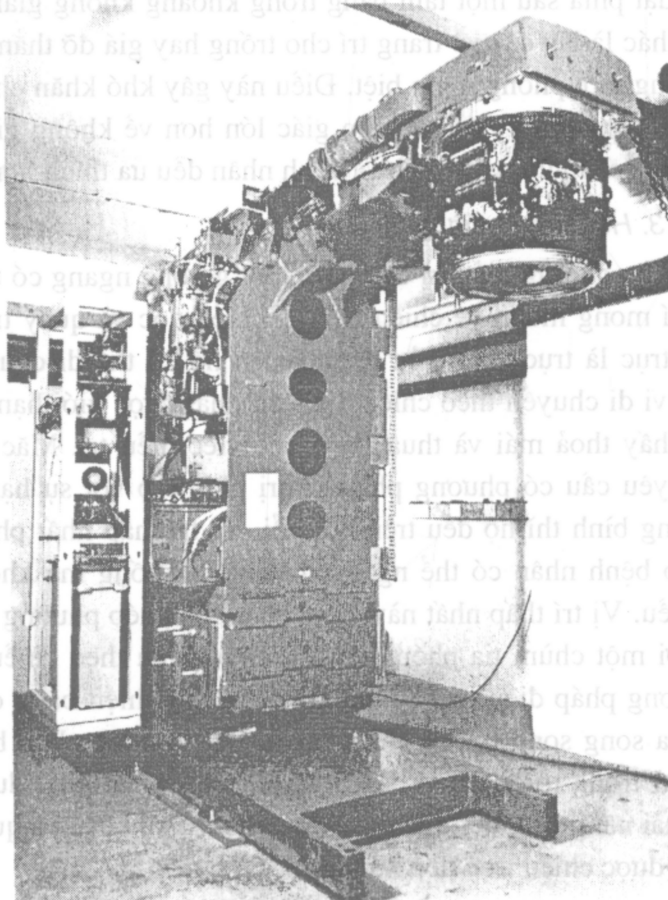
Giá đỡ hình con lắc

Trong hệ thống này, khối lượng được gắn trên một giá đỡ thẳng đứng, giá đỡ này được gắn cố định tới một khung được lồng vào trong hay được

bắt ốc xuống sàn trong khi tay đòn được gắn trên một cột chống chính mà nó được tự do đung đưa như một con lắc (hình 2-36). Con lắc hỗ trợ chính được gắn trên một giá đỡ thẳng đứng trong một vòng xoay, một giá đè có đường kính lớn có thể chịu được các mômen quanh cả hai trục thẳng đứng và trục dọc. Giá đỡ thẳng đứng và cột chống chính là các cấu trúc hình trụ. Dàn quay được quay bởi một trục truyền động di chuyển dọc theo trục giữa của vòng xoay và được nối với môtơ điều khiển servo thông qua một bánh răng truyền động có đường kính lớn, bánh răng này được điều khiển từ hộp số chính. Các phương pháp điều khiển tốc độ cho hệ thống được điều khiển bởi trống cũng được áp dụng ở đây. Hệ thống quay có thể làm cân bằng về khối lượng như được thể hiện trên hình 2-36 (a), hay bằng cách sử dụng một bộ làm tán xạ chùm như được minh hoạ trên hình 2-36(b). Nó mang theo một tấm kim loại có kích thước đủ lớn để làm tổn hao suất liều của chùm sơ cấp với một hệ số tối đa tới 1000 lần và làm giảm độ dày yêu cầu của vách phòng điều trị. Phương pháp này có các điểm hạn chế là làm giảm khả năng can thiệp của người vận hành khi bệnh nhân đang được thiết lập vị trí điều trị và làm hạn chế khoảng cách từ nguồn bức xạ mà tại đó bệnh nhân có thể được đặt. Một số máy được trang bị bộ chắn chùm tia có thể co lại được như là một phương pháp để khắc phục cho việc hạn chế về khoảng cách đó. Trong trường hợp này, cơ chế co dãn phải được điều khiển bởi một nhóm các chuyển mạch hạn chế để sao cho bộ bắt giữ chùm có thể chỉ bị bỏ đi khi chùm sơ cấp được định vị theo các hướng mà độ tổn hao đủ lớn được tạo ra trong cấu trúc của phòng điều trị. Ví dụ, với một nền phòng điều trị mà không có móng ở bên dưới, sự xếp lại của bộ chặn chùm tia có thể được phép khi chùm bức xạ được điều khiển hướng xuống sàn nhà.

Hình 2-36(c) minh hoạ một ảnh chụp của một máy gia tốc tuyến tính trên một giá đỡ vòng xoay khi vỏ máy đã được tháo ra. Như vậy ta có thể nói rằng, với giá đỡ dạng con lắc thì một số lượng lớn cáp và ống nước mềm phải được luồn vào trong cấu trúc quay và điều này làm hạn chế góc quay tổng cộng.





Hình 2-36: *Sơ đồ một dàn quay được gắn trên một vòng xoay*

So sánh giữa các giá đỡ dạng trống và dạng con lắc

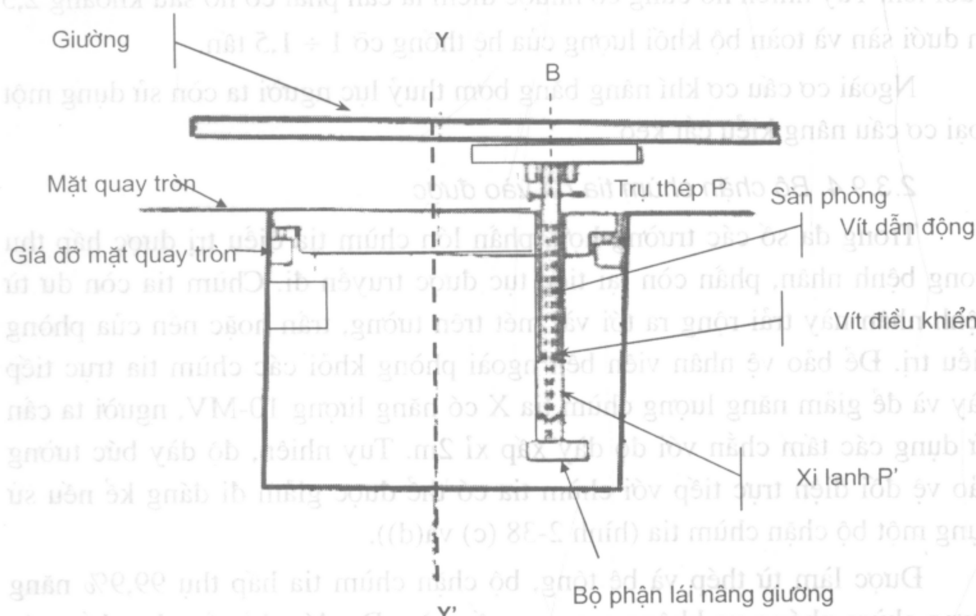
Cả hai dạng giá đỡ trên đều là các giải pháp có thể chấp nhận được để giải quyết vấn đề quay của nguồn bức xạ và hệ thống định dạng chùm quanh một bệnh nhân được định vị tại một điểm đồng tâm cố định, và từ quan điểm nhận xét của người sử dụng thì hai loại trên gần như tương đương nhau. Giá đỡ hình trống thường được xây dựng bên trong phòng điều trị để sao cho trống được đặt ở vị trí phía sau một tấm bảng, tấm bảng này tạo thành một phần của một vách phân chia phòng điều trị cho không gian đặt thiết bị. Trong trường hợp này trống không cần phải có các vỏ trang trí và các bộ phận gắn trên nó dễ dàng can thiệp khi bảo trì. Sự thuận lợi này cũng được tận dụng cho một số các hệ thống dạng con lắc lớn hơn trong đó giá đỡ cố định được đặt phía sau một tấm bảng trong khoảng không gian của thiết bị. Một cách khác là lắp các vỏ trang trí cho trống hay giá đỡ thẳng đứng và cài đặt máy trong một phòng riêng biệt. Điều này gây khó khăn cho việc bảo trì nhưng về mặt thẩm mỹ có một cảm giác lớn hơn về không gian trong một phòng rộng và cả người vận hành và bệnh nhân đều ưa thích hơn.

2.3.9.3. Hệ thống giường điều trị

Hệ thống giường điều trị bao gồm một giường ngang có thể quay theo những vị trí mong muốn về chiều ngang, chiều dọc và quay tròn. Một trục gắn chuẩn trục là trục quay của giường nên nó có thể di chuyển dọc theo trục. Phạm vi di chuyển theo chiều dọc cần phải được giới hạn để cho bệnh nhân cảm thấy thoả mái và thuận tiện cho việc điều trị. Mặc dù rất nhiều bệnh nhân yêu cầu có phương pháp xạ trị phù hợp với sự hạn chế về vận động vì trung bình thì họ đều trên 60 tuổi. Vị trí thấp nhất phải thuận tiện nhất để cho bệnh nhân có thể ngồi lên và nằm xuống mà không cần phải giúp đỡ nhiều. Vị trí thấp nhất này cũng phải cho phép phương pháp điều trị mở rộng với một chùm tia phóng xạ trực tiếp chiếu theo chiều dọc xuống. Nhưng phương pháp điều trị này thường được thực hiện bằng cách sử dụng hai chùm tia song song ngược chiều nhau. Để có được phân bố liều lượng thích hợp thì trong trường hợp này hoặc là bệnh nhân phải được nâng cao hơn hoặc phải nâng cả giường lên đến độ cao theo yêu cầu và quay thân máy để chùm tia được chiếu trực tiếp xuống.

Trên hình 2-37 là hệ thống cơ khí nâng hạ giường sử dụng một bơm thuỷ lực, hệ thống được gắn bên trong một thùng chôn sâu dưới mặt đất. Để

toàn bộ hệ thống bơm thuỷ lực có thể quay được người ta gắn nó lên một đế vì thế nó có thể quay quanh trục YY'. Chuyển động quay này được điều khiển bởi một motor, sự truyền động giữa motor điều khiển quay và phần quay được thực hiện bằng dây cua-roa hoặc bằng bánh răng và xích. Trong hình vẽ này thì hệ thống đã được thiết kế từ lâu, hệ thống được gắn trên một đế có đường kính khoảng 1,5m còn piston được gắn bên ngoài một trục đỡ nhỏ và hiện nay kỹ thuật này vẫn còn được sử dụng.



Hình 2-37: Sơ đồ giường điều trị hệ thống nâng cơ khí

Cột trụ thép P được nâng lên và hạ xuống bằng vít dẫn động bên trong xi-lanh P' và phần khối lượng có thể chuyển động của hệ thống được đỡ bởi một vít điều khiển. Piston và xi-lanh phải đủ khỏe để tránh được những tác động của chuyển động quay của giường tại vị trí cao nhất. Vít dẫn động là một motor nhận được sự điều khiển từ bên ngoài, tốc độ của nó thay đổi liên tục để nâng giường từ vị trí thấp nhất đến vị trí cao nhất trong khoảng thời gian một phút. Vít truyền động là một hệ thống không thuận nghịch nên vị trí theo chiều dọc của nó rất ổn định khi motor điều khiển được ngắt. Chuyển mạch giới hạn ngắt điện motor khi tới vít đỡ hoặc hết vít dẫn động.

Bệnh nhân được nâng đến độ cao mong muốn trên trục bằng cách thay đổi hệ thống P-P' một cách thích hợp. Hay nói cách khác hệ thống sẽ cho phép khả năng thực hiện phương pháp điều trị có kích thước trường chiếu lớn nhất cho bệnh nhân sử dụng cách chiếu trực tiếp từ trên xuống và từ dưới lên.

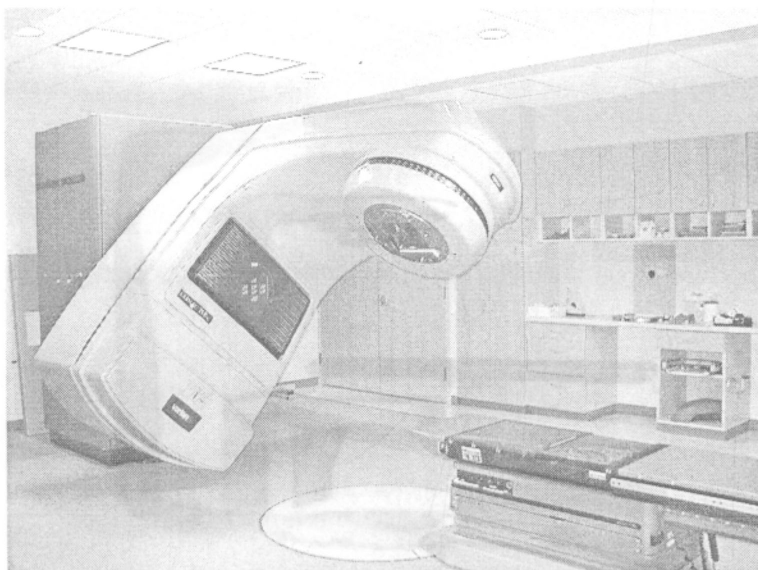
Hệ thống này có lợi thế là nó cung cấp chuyển động theo chiều dọc lớn nhất cho bệnh nhân và cho phép ứng dụng phương pháp điều trị có trường chiếu lớn đối với bệnh nhân ở tư thế nằm từ phía trên xuống hoặc ở dưới lên. Tuy nhiên nó cũng có nhược điểm là cần phải có hố sâu khoảng 2,5 m dưới sàn và toàn bộ khối lượng của hệ thống cỡ 1 ÷ 1,5 tấn.

Ngoài cơ cấu cơ khí nâng bằng bơm thuỷ lực người ta còn sử dụng một loại cơ cấu nâng kiểu cắt kéo.

2.3.9.4. Bộ chặn chùm tia rút vào được

Trong đa số các trường hợp, phần lớn chùm tia điều trị được hấp thụ trong bệnh nhân, phần còn lại tiếp tục được truyền đi. Chùm tia còn dư từ bệnh nhân này trải rộng ra tới vài mét trên tường, trần hoặc nền của phòng điều trị. Để bảo vệ nhân viên bên ngoài phòng khỏi các chùm tia trực tiếp này và để giảm năng lượng chùm tia X có năng lượng 10-MV, người ta cần sử dụng các tấm chắn với độ dày xấp xỉ 2m. Tuy nhiên, độ dày bức tường bảo vệ đối diện trực tiếp với chùm tia có thể được giảm đi đáng kể nếu sử dụng một bộ chặn chùm tia (hình 2-38 (c) và(d)).

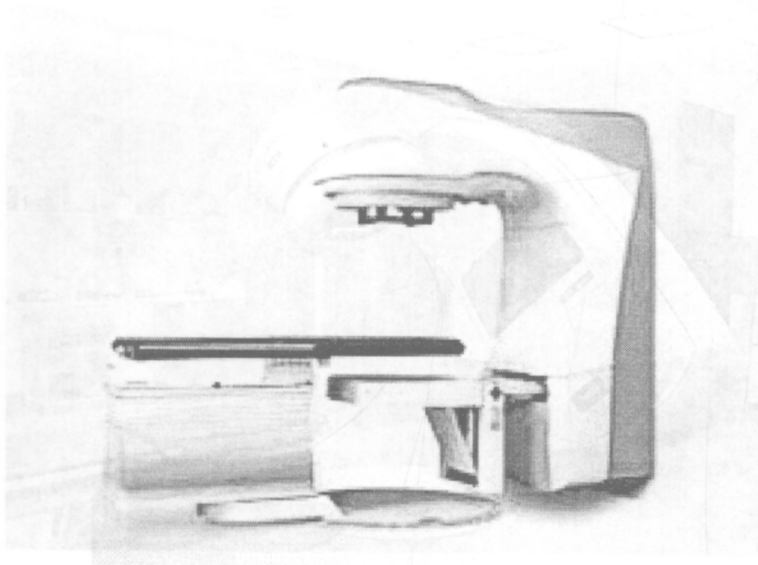
Được làm từ thép và bê tông, bộ chặn chùm tia hấp thụ 99,9% năng lượng chùm phóng xạ không mong muốn này. Do đó, chỉ cần che chắn các phóng xạ dò và tán xạ với các bức tường bê tông đồng đều dày khoảng 1m là đủ. Điều này cho phép đơn giản hoá việc xây dựng phòng chụp và tiết kiệm không gian. Tuy việc sử dụng bộ chặn chùm tia cho phép giảm các yêu cầu về độ dày tấm chắn, việc tiếp cận bệnh nhân để chuẩn bị cho điều trị sẽ bị cản trở và gặp khó khăn hơn trừ khi bộ chặn chùm tia này có thể rút vào được, như trong hình 2-38 (a). Trong hình này, bộ chặn chùm tia được kéo ra hoàn toàn bởi một môtơ trước khi điều trị. Việc điều trị không được phép tiến hành khi bộ chặn chùm tia chưa sẵn sàng. Cần phân biệt thiết bị điều trị được trang bị bộ chặn chùm tia với các thiết bị điều trị có đối trọng nhưng không có tác dụng chặn chùm tia. Các thiết bị này cần được lắp đặt trong các phòng với tường đủ dày để bảo vệ nhân viên.



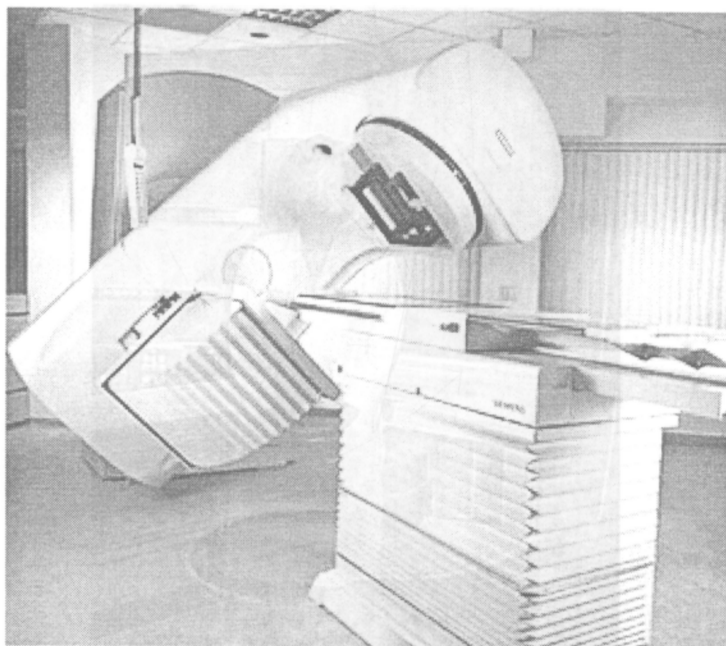
(a)



(b)



(c)

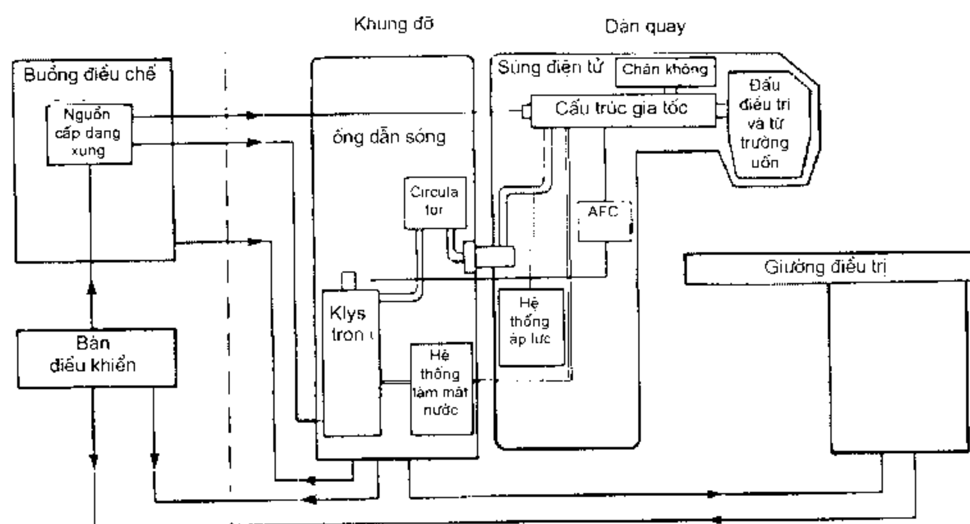


(d)

Hình 2-38: *Máy gia tốc tuyến tính với bộ chặn chùm tia có thể rút vào được.(a) Rút vào hoàn toàn, (b) Đưa ra một phần, (c,d) Đưa ra hoàn toàn*

2.3.10. Sơ đồ khối chức năng và các hệ thống phụ trợ

Một số hệ thống phụ trợ rất cần thiết cho việc hoạt động, điều khiển và giám sát thiết bị điều trị LINACS. Các hệ thống này cùng các thành phần chính đã mô tả trước đây được biểu diễn trên sơ đồ khối chức năng ở hình 2-39. Buồng điều chế (có thể chứa klystron) và bàn điều khiển được đặt bên ngoài phòng điều trị. Chân đế, dàn quay và giường điều trị bệnh nhân được đặt trong phòng. Trong một vài trường hợp, buồng điều chế có thể được đặt trong phòng điều trị.



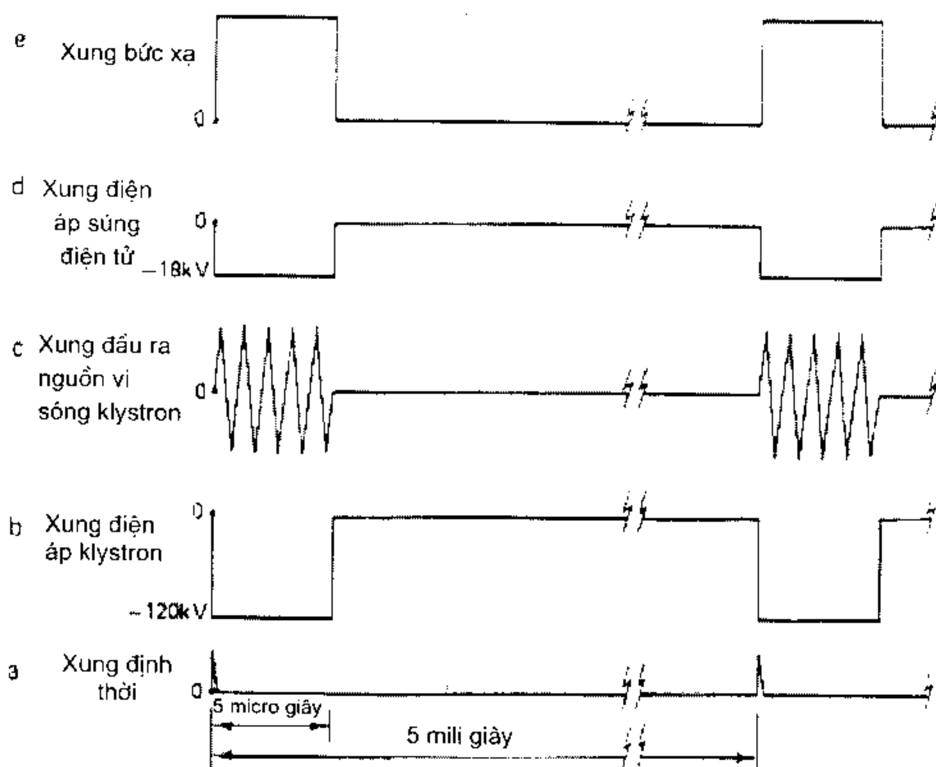
Hình 2-39: Sơ đồ khối máy gia tốc tuyến tính y tế năng lượng cao. Các thành phần chính, các hệ thống phụ trợ và các kết nối.

Buồng điều chế có thể chứa một nguồn cung cấp (hình 2-39). Khi được kích hoạt bởi một xung định thời (hình 2-40 (a)) từ bàn điều khiển, nguồn này cấp năng lượng cho klystron và súng điện tử. Nguồn này cung cấp xung 120kV với độ rộng khoảng 5 micro-giây đến klystron. Klystron tạo ra năng lượng vi sóng và một xung tương tự 18kV. Xung này tăng tốc cho các electron từ súng điện tử chuyển động vào cấu trúc gia tốc (hình 2-40 b, c, d). Tốc độ xung định thời cho phép thay đổi một cách dễ dàng suất liều đầu ra của máy gia tốc tuyến tính.

Các electron được đẩy vào cấu trúc gia tốc trên trục từ súng điện tử, như trong hình 2-39. Súng này hoạt động bằng một xung âm 18 kV. Theo

đó, các electron đi vào các khoang với năng lượng khoảng 18keV và vận tốc đạt tới một phần tư vận tốc ánh sáng.

Hệ thống chân không cung cấp áp suất cực thấp cần thiết cho hoạt động của súng điện tử, cấu trúc gia tốc và hệ thống chuyển hướng từ. Nếu không có chân không, súng điện tử sẽ bị đốt cháy như dây tóc bóng đèn ở ngoài không khí. Thêm vào đó, các electron được gia tốc sẽ va chạm với các phân tử không khí, làm trệch hướng các phân tử này và giảm năng lượng của chúng, tạo ra một chùm electron dạng bút chì, nhỏ, lộn xộn. Độ chân không này được duy trì bởi một bơm ion điện tử. Thiết bị mới này cho phép đưa máy gia tốc tuyến tính từ một thiết bị trong phòng thí nghiệm trở thành công cụ điều trị trong các bệnh viện. Các hệ thống chân không trong máy gia tốc trước đó yêu cầu phải có máy quay gốc dầu và các bơm khuếch tán với yêu cầu bảo dưỡng đặc biệt.



***Hình 2-40:** Sơ đồ định thời mối quan hệ giữa thời gian/ sự kiện đối với hai bức xạ liên tiếp.*

Hệ thống nén cho phép nén ống dẫn sóng với sulfur-hexafloufide, một khí cách điện. Điều này cần thiết cho việc bảo vệ hỏng hóc điện khỏi các điện trường "E" vi sóng năng lượng cao.

Hệ thống làm mát cung cấp nước được điều khiển nhiệt độ, cho phép giữ ổn định nhiệt độ của các bộ phận rất nhạy. Mục đích chủ yếu của hệ thống này là ngăn không cho nhiệt dư ảnh hưởng tới các thành phần khác của thiết bị.

Việc điều khiển nhiệt độ là vô cùng quan trọng cho bản thân cấu trúc máy gia tốc. Không có điều khiển nhiệt độ, các kích thước của các khoang trong máy có thể thay đổi nhẹ, nhưng sẽ làm giảm nghiêm trọng khả năng gia tốc các electron của thiết bị.

Hệ thống điều khiển tần số tự động (AFC) liên tục kiểm tra tần số hoạt động tối ưu của cấu trúc gia tốc để tối đa hoá năng lượng chùm bức xạ đầu ra. Nó sử dụng thông tin này để "điều chỉnh" klystron hoặc magnetron theo tần số vi sóng này.

Một *hệ thống giám sát và điều khiển* phức tạp cho phép điều khiển hoạt động của thiết bị và việc điều trị bệnh nhân. Hệ thống này giám sát hoạt động để đảm bảo thiết bị hoạt động chính xác và đảm bảo việc điều trị cho bệnh nhân là thật sự an toàn. Các thay đổi, tuỳ theo bản chất và mức độ, sẽ làm phát ra các tín hiệu cảnh báo lỗi hoặc làm ngừng quá trình điều trị nếu cần. Trung tâm của các chức năng giám sát và điều khiển này được đặt tại *bàn điều khiển*, nơi có kết nối tới tất cả các bộ phận của thiết bị. Bàn điều khiển cung cấp thông tin trạng thái về phương thức điều trị, việc sử dụng các thiết bị phụ trợ, liều đặt và liều phát, trạng thái các khoá, tình trạng khẩn cấp và các dữ liệu cần thiết cho hoạt động của máy gia tốc và quá trình điều trị. Chức năng giám sát liên tục kết nối với chức năng điều khiển và sử dụng thông tin mới nhất theo cơ chế hồi tiếp để duy trì trạng thái hoạt động hiệu quả nhất cho thiết bị.

Việc kiểm tra thủ tục và định lượng được tích hợp trong bàn điều khiển để đảm bảo hoạt động an toàn và chính xác của thiết bị. Các mạch logic số, vốn được sử dụng trong các máy tính hiện đại, là nền tảng cho các thủ tục kiểm tra này. Các thủ tục kiểm tra có thể được thực hiện trong vài giây và tự động, trước mỗi lần điều trị.

Một hệ thống đếm, được gắn với thiết bị giám sát liều, cho phép ngắt việc điều trị khi một liều được thiết lập trước đã được truyền đủ. Một đồng hồ dự phòng được thiết lập để dừng việc điều trị trong trường hợp hệ thống giám sát liều gặp sự cố. Nhân viên xạ trị giám sát quá trình điều trị trên một TV mạch kín và hệ thống đàm thoại hai chiều cho phép giao tiếp với người bệnh.

2.3.11. Hệ thống điều khiển và hệ thống khóa liên động

Máy gia tốc tuyến tính trong y tế là những máy móc thực sự phức tạp và hệ thống điều khiển cũng như hệ thống khóa liên động của nó cũng vì thế mà có độ phức tạp không kém.

Về hệ thống điều khiển, có những khối tín hiệu là số và có những khối là tín hiệu tương tự. Tín hiệu tương tự thường được điều khiển bởi tín hiệu hồi tiếp nhận được từ các khối chức năng điều khiển. Vị trí của hệ thống điều khiển cũng quan trọng như bộ điều chế xung, súng điện tử hay vị trí của thân máy.

Điều khiển máy và hệ thống khóa liên động được sử dụng để đảm bảo ống dẫn sóng gia tốc và các thành phần liên quan khác hoạt động theo đúng chỉ tiêu kỹ thuật và nó chỉ được cung cấp năng lượng nếu nó thực sự an toàn khi vận hành, điều đó cũng chính là tự bảo vệ máy. Hệ thống khóa liên động dùng để bảo vệ bệnh nhân và vận hành viên tránh những nguy hiểm nảy sinh trong khi vận hành máy, bao gồm những nguy hiểm về cơ khí, về điện và những nguy hiểm liên quan trực tiếp tới phóng xạ. Cuối cùng, hệ thống điều khiển và hệ thống khóa liên động dùng để đặt chương trình điều trị cho từng bệnh nhân riêng biệt với phác đồ điều trị tương ứng.

Đặc biệt cần xem xét tới hệ thống máy tính điều khiển vì nó là sự phát triển vượt bậc để đưa quá trình điều trị bằng phóng xạ thành tự động. Điều này đối với phương pháp truyền thống không thể thực hiện được. Phác đồ điều trị được mô tả trong suốt quá trình điều trị và nó là một ứng dụng của tự động hóa.

Hệ thống khóa liên động được chia ra thành các giai đoạn như sau:

• *Giai đoạn cho khởi động:* Trong giai đoạn này hệ thống sẽ cho thấy bảng tất cả các tham số trong giới hạn chấp nhận được trước khi nó

cung cấp năng lượng cho bộ điều chế xung, cho nguồn vi sóng và cho ống dẫn sóng gia tốc.

• *Giai đoạn khi máy đang hoạt động:* Nó điều khiển cho máy tự tắt khi có những sự cố xảy ra ví dụ như: áp suất chân không tăng trong khi đang điều trị, lúc đó tất cả những bộ phận liên quan tới hệ thống chân không cũng tự động ngừng làm việc.

Ngoài ra, hệ thống khóa liên động còn có nhiệm vụ theo dõi dòng cung cấp cho hệ thống hội tụ và uốn chùm tia để tránh cho quá trình gia tốc chùm điện tử không có hội tụ và uốn, nó là nguyên nhân gây ra việc các điện tử đập vào ống dẫn sóng và thành ống uốn, kết quả sẽ làm cho rò rỉ hệ thống chân không và có thể làm tăng độ rò rỉ phóng xạ.

Trước khi sử dụng máy cần phải có một thời gian làm nóng máy, điều này rất quan trọng bởi vì cathode của nguồn cao tần yêu cầu quá trình đốt nóng khoảng 5 ÷ 10 phút trước khi tới nhiệt độ hoạt động để bắt đầu bật khóa. Hệ thống khóa liên động đảm bảo chắc chắn rằng máy gia tốc hay bất cứ phần nào của nó sẽ chỉ hoạt động khi tất cả các điều kiện cần thiết đã đúng theo yêu cầu đặt ra như: độ chân không trong ống dẫn sóng, đặt chương trình đúng cho máy (chọn đúng cường độ chùm tia, phương pháp chiếu, kiểm tra độ phẳng của chùm tia).

Nhà thiết kế máy cần phải dự tính được tất cả những khả năng thay đổi điều kiện hoạt động của máy, bao gồm tất cả những khả năng mà người vận hành có thể lựa chọn sai và những hỏng hóc có thể dự đoán trước, nhằm đảm bảo hệ thống khoá liên động sẽ tránh cho bệnh nhân và đội ngũ vận hành những tác hại do máy gây ra và đối với bản thân máy cũng tránh được những nguy hiểm. Tuy nhiên phải luôn luôn chú ý đến khả năng một thành phần nào đó bị hỏng, ví dụ như hệ thống khoá đưa ra tín hiệu ngắt nguồn cao tần nhưng lúc đó cầu chì lại không hoạt động được...

Rất nhiều chức năng điều khiển được thực hiện bằng tín hiệu điện, nó bao gồm cả những thông số về cơ khí (vị trí và tốc độ quay của thân máy), về chùm điện tử (vị trí của chùm điện tử khi nó đập vào bia tia-X), về nguồn cao tần (tần số hoạt động của Magnetron)... Điều kiện hoạt động của những thông số này có thể đo được bằng bộ chuyển đổi thích hợp, tín hiệu phát ra

sẽ được so sánh với một giá trị nhận được và sẽ có một điện áp hoặc dòng điện điều khiển được tạo ra dù sự khác nhau là nhỏ nhất. Khi không có sự khác nhau thì quá trình vẫn tiếp tục với tín hiệu điều khiển trước đó. Hệ thống điều khiển bao gồm cả quá trình hồi tiếp, có thể bao gồm cả những thành phần cơ khí và nó được gọi là "*cơ cấu phụ thuộc*" (vì đầu ra của bộ chuyển đổi phụ thuộc vào tín hiệu nhận được).

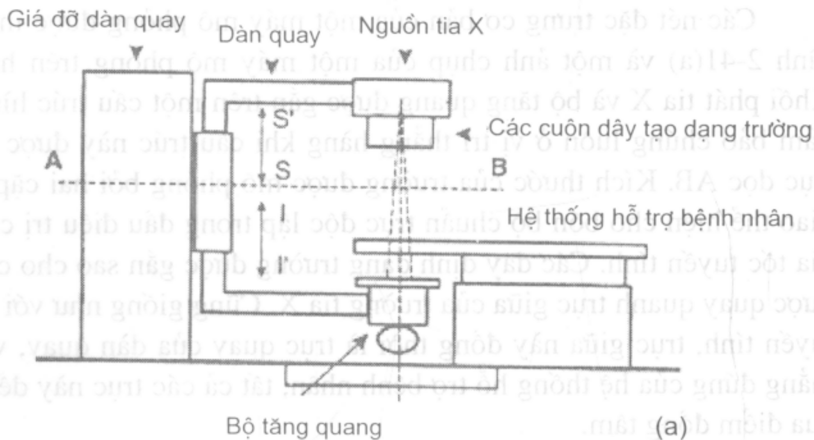
Sự điều khiển máy gia tốc bằng máy tính được phát triển rất nhanh, máy tính được sử dụng trong một phạm vi rất rộng, nó dùng để lưu trữ và kiểm tra dữ liệu, nó là giao diện của máy gia tốc... nhờ tất cả những ưu việt này mà hầu hết hệ thống điều khiển máy gia tốc được thực hiện bởi máy tính.

2.3.12. Máy mô phỏng và máy chụp cắt lớp điện toán

Trước khi tiến hành việc điều trị, cần phải thực hiện các thủ tục trong quy trình lập kế hoạch điều trị. Các thủ tục này bao gồm các quá trình chẩn đoán hình ảnh để nhận dạng, xác định vị trí cần điều trị và các cấu trúc cần phải che chắn; quá trình mô phỏng việc điều trị được đề xuất để đảm bảo đạt được các kết quả yêu cầu và việc lập mô hình điều trị cuối cùng thường được thực hiện trong một hệ thống lập kế hoạch điều trị dựa trên máy tính để thiết kế sự phân bố liều mà bác sỹ điều trị biết từ kinh nghiệm của mình. Từ đó tạo ra sự kết hợp tốt nhất giữa việc tiêu diệt khối u và điều khiển khối u.

2.3.12.1. Các máy mô phỏng

Một máy mô phỏng bao gồm một nguồn phát tia X để tạo ra một trường bức xạ mô phỏng trường chiếu dùng trong xạ trị. Nếu thiết bị có chức năng mô phỏng các công việc điều trị trên một máy gia tốc tuyến tính, đây thường là mục đích của máy mô phỏng, thì việc gắn nguồn tia X và hệ thống hỗ trợ bệnh nhân sẽ được thiết kế để tạo ra một hệ thống đồng tâm. Một máy mô phỏng được sử dụng để thiết lập các thông số điều trị cho một bệnh nhân, tạo ra một quyết định ban đầu về kích thước trường chiếu cần thiết và dùng chất lượng chẩn đoán của trường tia X để kiểm tra thể tích cấu trúc cơ thể cần phải chiếu xạ. Để quan sát được trường tia X, máy mô phỏng thường bao gồm một bộ tăng quang cũng như các tiện ích phần mềm để tạo ra các ảnh chẩn đoán.



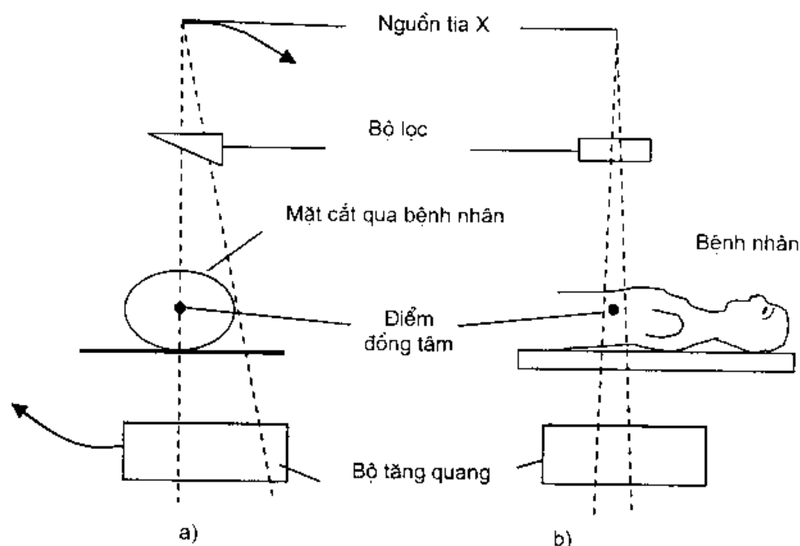


(b)

Hình 2-41: *(a) Sơ đồ mô tả các bộ phận chính của một máy mô phỏng (b) Ảnh chụp của một máy mô phỏng.*

Các nét đặc trưng cơ bản của một máy mô phỏng được minh hoạ trên hình 2-41(a) và một ảnh chụp của một máy mô phỏng trên hình 2-41(b). Khối phát tia X và bộ tăng quang được gắn trên một cấu trúc hình chữ U để đảm bảo chúng luôn ở vị trí thẳng hàng khi cấu trúc này được quay quanh trục dọc AB. Kích thước của trường được mô phỏng bởi hai cặp đường trực giao thể hiện cho bốn bộ chuẩn trực độc lập trong đầu điều trị của một máy gia tốc tuyến tính. Các dây định dạng trường được gắn sao cho chúng có thể được quay quanh trục giữa của trường tia X. Cũng giống như với máy gia tốc tuyến tính, trục giữa này đồng thời là trục quay của dàn quay, và trục quay thẳng đứng của hệ thống hỗ trợ bệnh nhân, tất cả các trục này đều di chuyển qua điểm đồng tâm.

Các bộ tăng quang không có một trường nhìn đủ lớn để bao phủ các trường rộng nhất cần được mô phỏng (chẳng hạn như toàn bộ cơ thể bệnh nhân). Do đó bộ tăng quang trong hình 2-41(a) cần phải có khả năng di chuyển theo hai hướng: song song và vuông góc với đường AB để có thể chiếu được các trường lớn. Nếu hình ảnh từ bộ tăng quang được số hoá thì có thể tạo dựng và hiển thị được một hình ảnh tổng hợp bao trùm các trường rộng nhất có thể có từ máy gia tốc. Khi không có một phần mềm tiện ích, các trường lớn chỉ có thể được tạo ảnh bởi phương pháp chụp X-quang sử dụng phim chứ không phải là chiếu X-quang.

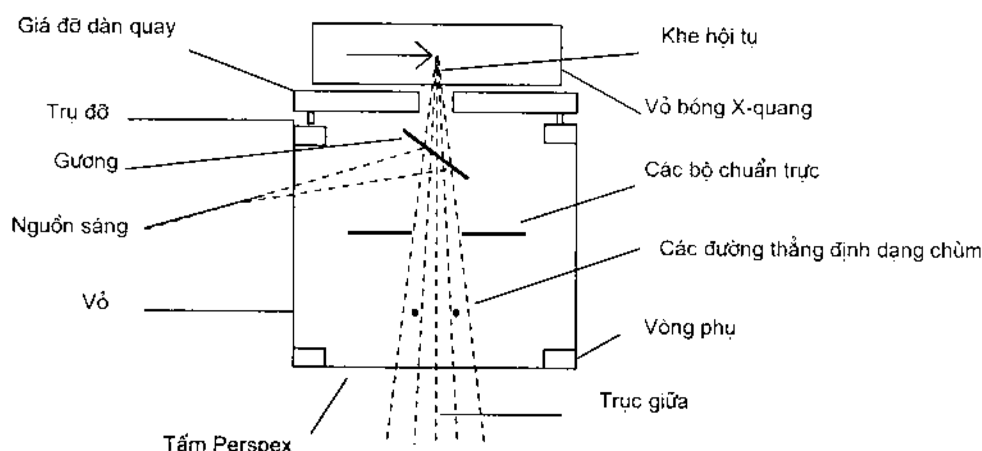


Hình 2-42: *Sử dụng một máy mô phỏng để tạo ảnh*

Máy mô phỏng cần phải có các thiết bị điều khiển hướng chùm giống như máy chụp X-quang, có nghĩa là có các con trỏ quang, có chùm quang. Bộ chỉ thị SSD và các con trỏ cơ học mặt trước và mặt sau, chúng cần phải có các đặc tính và các chỉ tiêu kỹ thuật tương tự như các thiết bị được sử dụng trong máy xạ trị. Do cần phải mô phỏng các trường có kích thước bất thường nên phải sử dụng một khay tối. Các bộ chuẩn trực đa lá (MLC) dùng cho mô phỏng cũng được sử dụng như các bộ chuẩn trực đa lá trong các ứng dụng thông thường.

Đầu phát tia X

Hình 2-43 minh hoạ một số chi tiết của hệ thống định dạng trường chiếu tia X. Bóng X-quang chẩn đoán được gắn trên trục dàn quay bên trong vỏ bóng truyền thống của nó để cho khe hội tụ thẳng hàng qua trục đối xứng của các đường thẳng định dạng trường và điểm đồng tâm. Vị trí của vỏ bóng X-quang cần phải có khả năng hiệu chỉnh được theo hai hướng để tạo vị trí cho khe hội tụ theo yêu cầu này. Các bộ chuẩn trực tia X do đó sẽ tạo ra kích thước trường yêu cầu cho một bệnh nhân riêng biệt. Các cặp đường thẳng có thể di chuyển được, đường kính khoảng 1mm, chúng tạo ra trường chiếu cần thiết cho xạ trị, các bộ chuẩn trực tia X và hệ thống chùm quang học đều quay quanh trục giữa của trường tia X trên giá đỡ. Một vị trí đánh dấu thích hợp trên tấm perspex sẽ tạo ra một sự thể hiện của trục này trong chùm quang học.



***Hình 2-43:** Đầu phát tia X trong thiết bị mô phỏng*

Bộ tăng quang

Yêu cầu đặc biệt duy nhất đối với bộ tăng quang phát sinh từ việc sử dụng các trường chiếu rất lớn. Hầu hết các máy mô phỏng đang được sử dụng hiện nay đều sử dụng các bộ tăng quang tĩnh điện có đường kính cỡ 23 – 28 cm. Hình ảnh từ bộ tăng quang được quan sát bởi một TV camera và được hiển thị trên một màn hình TV hay các màn hình tương thích. Các ưu điểm trong việc số hoá hình ảnh từ bộ tăng quang bao gồm việc lưu trữ dưới dạng điện tử, sự mở rộng trường nhìn (bằng cách cộng các ảnh khi bộ tăng quang được kéo ngang qua một trường lớn) và sự truyền dẫn hình ảnh bởi các hệ thống sử dụng máy tính khác chẳng hạn như các hệ thống lập kế hoạch và các trạm xử lý hình ảnh chẩn đoán dưới dạng điện tử.

Để ghi nhận các ảnh X-quang, các lưới chuẩn và các cassette thường được gắn ở phía trước bộ tăng quang.

Hệ thống hỗ trợ bệnh nhân (bàn bệnh nhân)

Các yêu cầu của hệ thống hỗ trợ bệnh nhân đều giống hệt với các yêu cầu đối với hệ thống hỗ trợ bệnh nhân của máy điều trị và đã được nói tới trong phần trên. Tuy nhiên việc sử dụng bộ tăng quang làm hạn chế dải chuyển động của bàn bệnh nhân và không cần phải có một hệ thống tạo ra các chuyển động cực đại theo chiều thẳng đứng, hệ thống này được minh hoạ trên hình 2-37.

Dàn quay

Các hạn chế trong chuyển động của bàn bệnh nhân chỉ được đề cập để xác định kích thước tối đa của trường có thể đạt được bằng cách tăng khoảng cách SSD cho một nguồn cố định tới điểm đồng tâm. Sự hạn chế này có thể được loại bỏ bằng cách chế tạo sao cho khoảng cách từ nguồn tới điểm đồng tâm là có thể thay đổi được như mũi tên SS' trên hình 2-41 (a). Điều này cũng cho phép hệ thống có khả năng mô phỏng các máy hoạt động tại các khoảng cách từ nguồn tới điểm đồng tâm khác với khoảng cách 1m.

Ngoài ra cũng cần phải có khả năng di chuyển bộ tăng quang theo hướng xuyên tâm so với điểm đồng tâm để sao cho nó có thể được mang tới càng gần bệnh nhân càng tốt. Chuyển động này được thể hiện bằng mũi tên II' trên hình 2-41 (a).

(Điểm đồng tâm là điểm giao của trục quay dàn quay, trục của collimator và trục giường theo hướng bệnh nhân nằm)

Các hệ thống điều khiển

Các hệ thống điều khiển tủ phát tia X và bộ tăng quang đều ở dạng chuẩn. Một số nhà sản xuất máy mô phỏng thiết kế các hệ thống cơ khí của một máy mô phỏng và để cho người sử dụng chọn lựa loại bóng X-quang, tủ phát tia X và bộ tăng quang sẽ sử dụng.

Do yêu cầu phải thay đổi khoảng cách từ nguồn tới điểm đồng tâm và khoảng cách từ bộ tăng quang tới điểm đồng tâm, sự chuyển động của dàn quay trên một máy mô phỏng thường phức tạp hơn so với các chuyển động trên một máy gia tốc tuyến tính. Khi khoảng cách từ nguồn tới điểm đồng tâm được thiết lập tới giá trị chuẩn là 1m, dàn quay có thể quay 360^0. Khi khoảng cách này tăng, dàn quay có thể chạm tới sàn nhà. Điều này có thể tránh được bằng cách đặt một chuyển mạch khoá liên động khởi động khi hệ thống rời khỏi vị trí và có khoảng cách từ nguồn tới điểm đồng tâm là 1m, do đó yêu cầu cần phải tổ hợp các chuyển mạch hạn chế vào trong mạch điều khiển chuyển động.

Các chuyển động trong đầu phát tia X, vị trí của các bộ chuẩn trực tạo dạng chùm, vị trí của các dây tạo dạng chùm và chuyển động quay của toàn bộ hệ thống cần phải được điều khiển và được đọc ra với cùng một độ chính xác như các chuyển động tương ứng trên máy điều trị. Khi khoảng cách từ nguồn tới điểm đồng tâm tăng so với giá trị thông thường, đầu phát tia X có thể di chuyển ra khỏi tầm với của người vận hành đang đứng ở sàn nhà, do đó cần phải điều khiển bằng mô tơ đối với tất cả các bộ phận chuyển động, các chức năng điều khiển và các màn hiển thị kết quả điều khiển đều phải ở trong một vị trí thích hợp. Các chức năng điều khiển và các màn hiển thị kết quả đọc cho tất cả các bộ phận chuyển động của máy cần phải có vị trí ở sát với bệnh nhân trên bàn và có thể được gắn sẵn trên bàn hay trên một khối điều khiển di động. Việc sử dụng đồng thời hai hệ thống điều khiển và màn hiển thị kết quả đọc này cũng rất hữu ích trong khu vực điều khiển có che chắn, nơi vận hành tủ phát tia X. Khả năng va chạm giữa bệnh nhân và đầu phát tia X, hay giữa dàn quay và tổ hợp bàn bệnh nhân của máy mô phỏng chỉ tương tự như đối với máy xạ trị. Có một khả năng va chạm nữa là vỏ của bộ tăng quang với hệ thống hỗ trợ bệnh nhân và điều này có thể được được giải quyết bằng cách sử dụng một "vòng chạm" hay một hệ thống chuyển mạch tiếp xúc.

Hoạt động của máy mô phỏng

Các bệnh nhân điều trị bằng bức xạ một cách triệt để sẽ được điều trị hằng ngày trong khoảng thời gian vài tuần, trong khi bệnh nhân được điều trị tạm thời có thể nhận mức liều bức xạ chỉ trong một khoảng thời gian duy nhất. Trung bình trong một thời kỳ điều trị bằng bức xạ, yêu cầu bệnh nhân phải được điều trị trên máy với số lần điều trị lớn. Máy mô phỏng được sử dụng để thử nghiệm việc xạ trị đã được lên kế hoạch cho bệnh nhân, do đó rất có thể rằng bệnh nhân chỉ cần phải điều trị một hoặc hai lần. Tiếp đó một máy mô phỏng có thể cho các bệnh nhân được điều trị trên một số máy gia tốc tuyến tính, có thể tới 4 máy khác nhau.

Khi một bệnh nhân được chuẩn bị cho việc điều trị bằng một trường đặc biệt trên máy mô phỏng thì không chỉ trường điều trị có thể được quan sát bằng hình ảnh mà tất cả các thông số của máy (ngoại trừ các thông số của hệ thống theo dõi liều) đều được đọc ra để chuyển tới máy điều trị. Việc truyền dẫn thông số này có thể được thực hiện bằng tay hay là được thực hiện tự động bằng điện tử nếu như các máy gia tốc tuyến tính được điều khiển bằng máy tính. Khi việc truyền dẫn tự động này được sử dụng, máy mô phỏng có thể được coi như là một thiết bị đầu cuối từ xa tới máy gia tốc tuyến tính hoặc là một thiết bị phụ trợ trên một mạng các thiết bị xạ trị mà có thể bao gồm cả các máy gia tốc tuyến tính, các hệ thống lập kế hoạch điều trị và các máy CT cũng như máy mô phỏng.

Thiết kế phòng cho máy mô phỏng

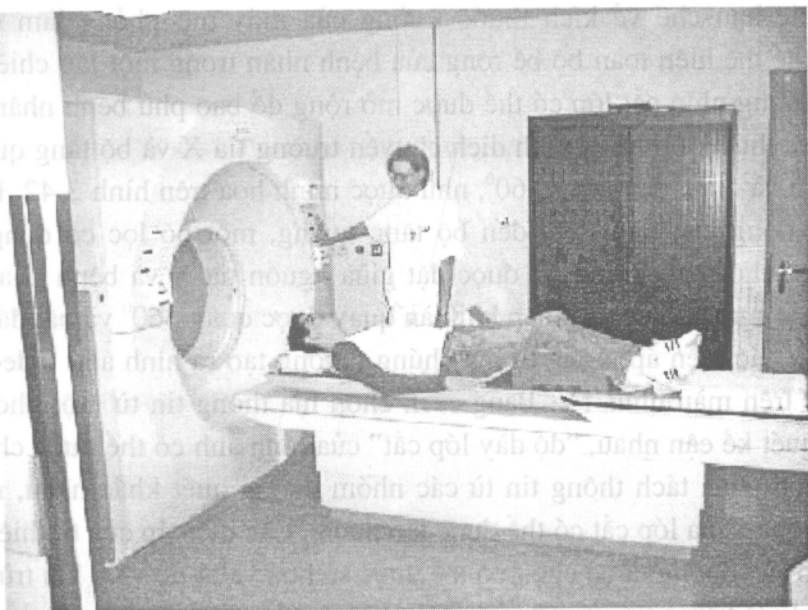
Các chức năng của máy mô phỏng đòi hỏi phải có các kích thước và các chuyển động giống như của một máy gia tốc tuyến tính. Các yêu cầu hình học quyết định kích thước tối thiểu của phòng đặt máy mô phỏng, do đó đều rất giống với các yêu cầu cho phòng đặt máy gia tốc tuyến tính. Các yêu cầu cho việc bảo vệ bức xạ là các yêu cầu cho việc bảo vệ đối với nguồn tia X chẩn đoán sử dụng. Khu vực được che chắn là khu vực mà các mối nguy hiểm về tia X được kiểm soát. Các chuyển động của máy mô phỏng được điều khiển và theo dõi từ một phòng kế bên với cửa sổ quan sát bằng kính chì, hay là một khối hình hộp được bảo vệ thích hợp bên trong phòng chính.

2.3.12.2. Máy chụp cắt lớp điện toán (computed tomography – CT)

Mặc dù máy mô phỏng xạ trị là một công cụ cần thiết nhưng nó không phải là một thiết bị lý tưởng vì các hình ảnh được tạo ra từ các phép chiếu X-quang đơn giản dọc theo các hướng của chùm. Máy chụp cắt lớp điện toán cung cấp các thông tin về cấu trúc cơ thể một cách chi tiết hơn nhiều, các thông tin này trong nhiều trường hợp là cần thiết cho việc mô phỏng thể tích bia và có thể được sử dụng như là các dữ liệu đầu vào cho việc tính toán liều trong một hệ thống lập kế hoạch điều trị sử dụng máy tính.

Các máy CT sử dụng tia X

Máy CT có độ chính xác trong các giới hạn của phép đo về mật độ và vị trí hình học cho mỗi phần tử thể tích trong tập dữ liệu 3 chiều. Độ chính xác hình học khoảng 1mm là cần thiết, nếu mật độ thực tế đo được của mỗi phần tử thể tích được sử dụng trong quá trình tính toán liều, thì độ chính xác của phép đo liều cỡ khoảng 2% là cần thiết. Để sử dụng được dữ liệu của máy CT cần phải cung cấp các phần mềm tiện ích cho máy tính lập kế hoạch điều trị.



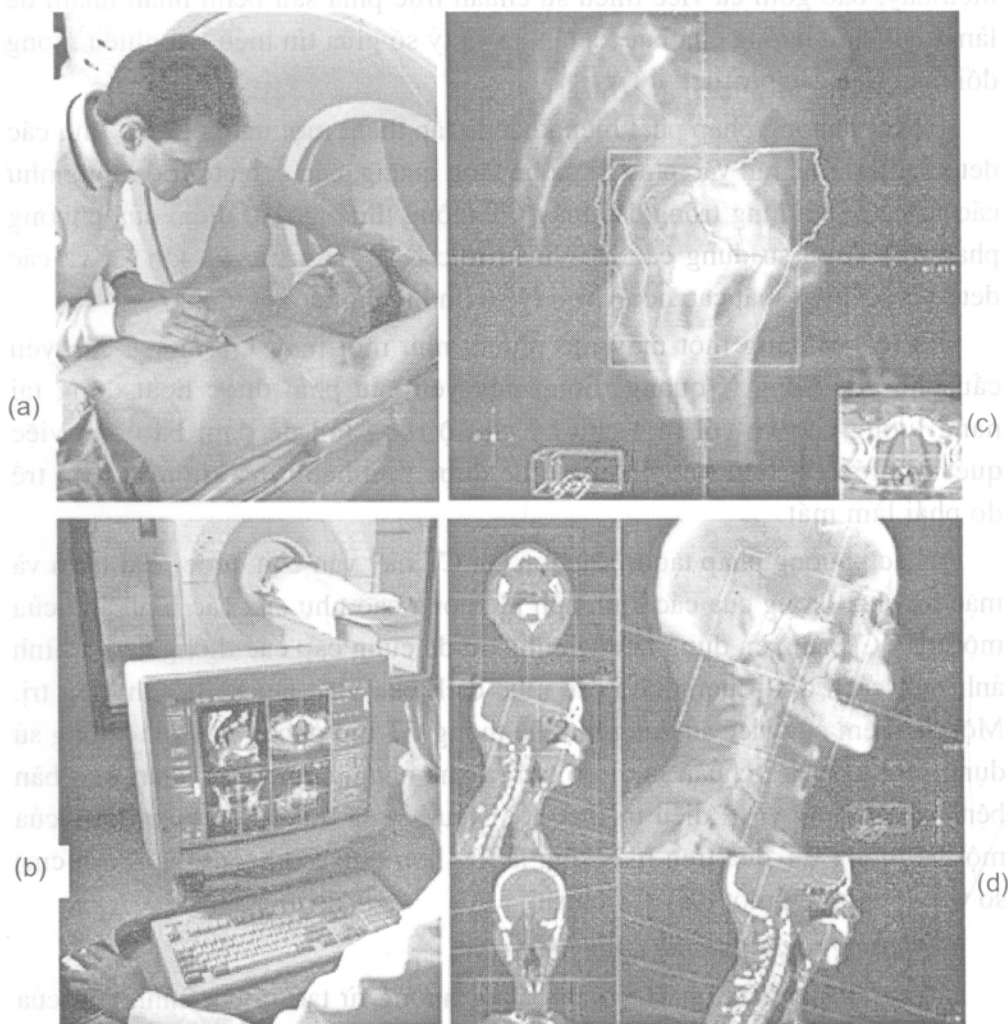
Hình 2-44: *Ảnh chụp một máy CT mô phỏng*

Quá trình tạo ảnh chụp cắt lớp điện toán dựa trên máy mô phỏng

Việc tạo ra một ảnh chụp cắt lớp điện toán của một bệnh nhân bao gồm việc tạo ra một số lượng lớn các phép chiếu theo nhiều hướng qua bệnh nhân trong mặt phẳng qua tâm và chiếu ngược chúng (sử dụng các phép biến đổi để xử lý ảnh). Nếu hình ảnh tổng cộng mô tả toàn bộ tiết diện ngang thì trường tia X phải đủ rộng để bao phủ toàn bộ bề dày của bệnh nhân. Chiều dài của trường theo hướng còn lại (có nghĩa là theo hướng trục dọc của bệnh nhân) được giảm nhỏ tới mức cỡ chỉ vài cm để làm giảm thiểu lượng bức xạ tán xạ trong các phép chiếu và quan trọng hơn là để tránh việc làm nhoè ảnh bởi tiết diện ngang của các cấu trúc có trong các phép chiếu thay đổi bên trong độ dày của lớp cắt. Một hệ thống thực hiện các quá trình này phải có khả năng tạo ra và lưu trữ các ảnh đã được chiếu, chiếu ngược chúng để tạo dạng ảnh của lớp cắt và hiển thị ảnh.

Các chức năng này có thể được thực hiện trên một máy mô phỏng có sử dụng thêm các thiết bị phụ trợ để phát hiện, lưu trữ và xử lý các phép chiếu theo phương ngang. Có hai phương pháp phát hiện: sử dụng bộ tăng quang là một bộ phận của máy mô phỏng và sử dụng một bộ phát hiện phụ chuyên dùng cho việc thu thập các profile cho máy CT.

Các hạn chế về kích thước trường của máy mô phỏng làm cho nó không thể thể hiện toàn bộ bề rộng của bệnh nhân trong một lần chiếu. Tuy nhiên trường nhìn cắt lớp có thể được mở rộng để bao phủ bệnh nhân. Điều này được thực hiện bằng cách dịch chuyển trường tia X và bộ tăng quang ra khỏi tâm và quay dàn quay 360^0, như được minh hoạ trên hình 2-42. Để hạn chế dải động của thông tin đến bộ tăng quang, một bộ lọc có dạng được minh hoạ thô trên hình 2-42 được đặt giữa nguồn tia X và bệnh nhân. Các ảnh chiếu ngang được thu thập khi dàn quay được quay 360^0 và bắt đầu dưới dạng của các điện áp tương tự mà chúng thường tạo ra hình ảnh video quan sát thấy trên màn hình TV. Bằng cách chọn lựa thông tin từ một nhóm các đường quét kề cận nhau, "độ dày lớp cắt" của hình ảnh có thể được chọn, và bằng cách phân tách thông tin từ các nhóm đường quét khác nhau, một số các ảnh chụp của lớp cắt có thể được tạo thành. Các điện áp của tín hiệu hình dọc theo các đường được chọn có thể được số hoá và từ đó việc lưu trữ, xử lý và quản lý là tương tự với một máy CT chẩn đoán.



Hình 2-45: *Ảnh CT được thực hiện bởi một máy mô phỏng: (a) đánh dấu vùng điều trị trên da bệnh nhân, (b) ảnh lát cắt được tái tạo trên máy tính, (c) (d) tái tạo các khối u theo 3 chiều ở tuyến tiền liệt và vùng đầu cổ.*

Hình 2-45 minh hoạ các ảnh lát cắt của tuyến tiền liệt và vùng đầu cổ được tạo ra bởi một hệ thống CT mô phỏng sử dụng mảng detector trạng thái rắn.

Tuy nhiên chất lượng ảnh trên máy mô phỏng kém hơn so với một máy quét chẩn đoán chuyên nghiệp. Có rất nhiều nguyên nhân giải thích cho

điều này, bao gồm cả việc thiếu sự chuẩn trực phía sau bệnh nhân nhằm để làm giảm ảnh hưởng của bức xạ tán xạ và tỷ số giữa tín hiệu với nhiễu tương đối thấp trên các profile.

Một phương pháp phát hiện khác là lắp thêm một mảng tuyến tính các detector tinh thể rắn vào phía trước bộ tăng quang, các detector đó giống như các detector sử dụng trong các máy CT thông thường. Ưu điểm của phương pháp này là có sử dụng các bộ chuẩn trực làm giảm các tia tán xạ và các detector có hiệu suất cao hơn và có tỷ số tín hiệu/nhiễu tốt hơn.

Việc sử dụng một máy mô phỏng như một máy CT tạo ra các yêu cầu phụ cho bóng X-quang. Bóng này yêu cầu phải được hoạt động tại năng lượng cao và với một chu kỳ có độ rộng lớn để đảm bảo cho việc quét các lớp cắt liên tiếp nhau có thể được tiến hành mà không có độ trễ do phải làm mát.

Các phương pháp tạo ra các lớp cắt CT này vẫn còn được phát triển và mặc dù chất lượng của các hình ảnh là không cao như của các hình ảnh của một máy CT chuyên dụng nhưng cũng đủ để cung cấp các thông tin về hình ảnh một cách định lượng cho các mục đích của việc lập kế hoạch điều trị. Một ưu điểm của việc sử dụng một hệ thống CT mô phỏng này mà không sử dụng một máy CT chuẩn là vì nó tạo ra khả năng chụp bệnh nhân trên bàn bệnh nhân trong vị trí điều trị thực tế. Điều này là do độ mở hiệu dụng của một hệ thống CT dựa trên máy tính là lớn hơn nhiều (khoảng từ 70-75 cm) so với độ mở trên một máy CT chuẩn.

Phương pháp tạo ảnh cộng hưởng từ

Mặc dù phương pháp tạo ảnh cộng hưởng từ tạo ra các hình ảnh của các lớp cắt, với khả năng phân biệt lớn hơn giữa các mô bình thường và các mô bất thường, việc sử dụng thiết bị chụp ảnh cộng hưởng từ cho việc lập kế hoạch điều trị không được thuận lợi như việc sử dụng máy CT dùng tia X. Trước hết, độ chính xác hình học của một hình ảnh được tạo ra bởi một máy cộng hưởng từ phụ thuộc vào độ đồng đều của từ trường. Độ đồng đều này không hoàn hảo theo hướng ngoại vi của trường nhìn, do đó khả năng biến dạng hình học xuất hiện đặc biệt khi thể hiện hình dáng của bệnh nhân. Thứ hai, các giá trị điểm ảnh (mức xám) phụ thuộc vào đặc tính từ trường của các mô được tạo ảnh và các các chuỗi xung được sử dụng trong quá trình tạo ảnh. Không có một quan hệ duy nhất nào giữa giá trị điểm ảnh, mật độ điểm ảnh

hay mật độ electron. Điều này có nghĩa là các giá trị điểm ảnh không thể được sử dụng trong quá trình lập kế hoạch điều trị khi hiệu chỉnh tính không đồng nhất như trong trường hợp của máy CT sử dụng tia X. Tuy nhiên cộng hưởng từ là một công cụ tạo ảnh rất quan trọng trong việc đánh giá và mô phỏng các khối u. Kết quả là các phương pháp tổ hợp thông tin từ cả hai loại máy CT và cộng hưởng từ đã được phát triển và hai dạng hình ảnh được xem như có tính chất bổ sung cho nhau chứ không phải là thay thế nhau.

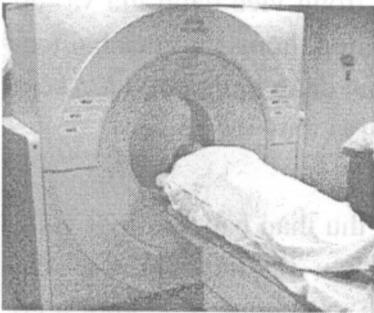
Mô phỏng CT – Mô phỏng ảo

Nếu một loạt các lớp cắt CT liên tiếp được thu thập bao phủ một vùng cần quan tâm trong một bệnh nhân thì nhóm dữ liệu 3D được tạo ra có thể được thao tác xử lý để lập mô hình cho quá trình mô phỏng. Các khối u có thể được mô phỏng, các chùm ảo có thể được chiếu qua nhóm dữ liệu các ảnh X-quang được tái tạo theo kỹ thuật số để cung cấp một hình ảnh tương đương với hình ảnh mà được tạo ra trên một máy mô phỏng truyền thống. Các thao tác dữ liệu này có thể được thực hiện trong khi bệnh nhân vẫn ở trong vị trí trên máy CT để sau khi các quyết định đã được thực hiện về các hướng của chùm, các kích thước của trường, các điểm lối vào..., các dấu tham chiếu có thể được đưa tới bệnh nhân để sắp xếp theo hàng tiếp theo trên máy điều trị.

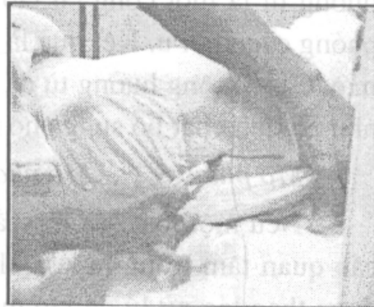
Một số máy CT đã được chuyển đổi đặc biệt thành các máy CT mô phỏng bao gồm các thiết bị quang chiếu các chùm ánh sáng lên bề mặt da để đánh dấu. Có một số ưu điểm lớn của việc mô phỏng ảo: khả năng định vị khối u chính xác hơn và khả năng kiểm tra các phần giao nhau của chùm với các cấu trúc mà có thể được hiển thị trên các mặt đối xứng dọc, mặt phẳng ngang hay bất kỳ một mặt phẳng nào khác. Ngoài ra thì nhóm dữ liệu của phép đo thể tích có độ chính xác cần thiết cho bộ phận tính toán liều của quy trình lập kế hoạch điều trị.

Các nhược điểm của một máy CT chuyên dụng là: để có được độ phân giải có thể chấp nhận được theo tất cả 3 chiều thì cần phải chụp một số lượng rất lớn các lớp cắt kề cận nhau, có thể rộng từ 1-2 mm. Hơn nữa thì việc sử dụng một máy CT mô phỏng khó có thể loại bỏ được việc sử dụng một máy mô phỏng truyền thống vì quá trình chụp CT là một quá trình tiêu tốn nhiều thời gian và do đó ít được chấp nhận cho việc mô phỏng cho các

quá trình điều trị đơn giản, vì quá trình mô phỏng chiếm một phần lớn công việc của một phòng xạ trị.



Bước 1:
Chụp CT bệnh nhân



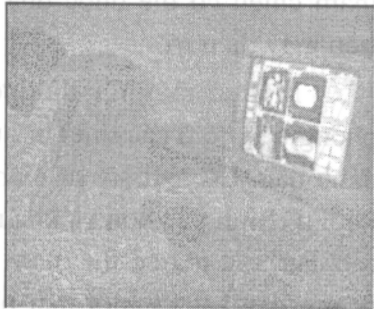
Bước 4:
Đèn laser định vị khối u bên trong trên da bệnh nhân

QUÁ TRÌNH
MÔ PHỎNG CT

Bước 2:
Chuyển ảnh đến trạm xử lý đồ họa

Bước 3:
Bác sĩ xác định kích thước và vị trí ung thư





Hình 2-46: *Bốn bước trong quá trình mô phỏng CT*

Phần II

Y HỌC HẠT NHÂN

Chương 3

GIỚI THIỆU CHUNG VỀ ĐỒNG VỊ PHÓNG XẠ

3.1. GIỚI THIỆU CHUNG

Y học hạt nhân bao gồm các thủ tục chẩn đoán và điều trị có sử dụng các chất đồng vị phóng xạ. Đối với việc chẩn đoán, người ta thường sử dụng các đồng vị phóng xạ phát ra tia gamma bởi vì chúng có khả năng đâm xuyên qua các mô cơ thể và được nhận biết bên ngoài cơ thể, và do đó sự phân bố của chúng trong cơ thể có thể xác định được. Trong một số trường hợp, nếu như việc chẩn đoán phải dựa trên các mẫu lấy từ bệnh nhân thì người ta có thể sử dụng các chất phát ra hạt beta. Đối với việc điều trị, người ta thường dùng các đồng vị phóng xạ phát ra hạt beta bởi vì các hạt này có khả năng xuyên trong mô ngắn và có thể mang một liều xạ cao cho vị trí của chất đồng vị phóng xạ. Ví dụ, đồng vị iot khu biệt ở tuyến giáp và liều lượng tới các mô tuyến giáp có thể được sử dụng để điều trị nhiều bệnh của tuyến giáp.

3.1.1. Chẩn đoán bệnh bằng đồng vị phóng xạ

Có 5 giai đoạn trong quá trình sử dụng đồng vị phóng xạ trong chẩn đoán lâm sàng. Đó là:

– Nhận dạng một vấn đề lâm sàng.

– Tìm một chất hoá sinh phân bố mà chất này khi phân bố trong cơ thể bệnh nhân là một hàm của không gian hoặc thời gian, hàm này sẽ phụ thuộc vào liệu căn bệnh đang được kiểm tra này có tồn tại hay không.

– Ghi nhãn cho chất này bằng một đồng vị phóng xạ thích hợp để tạo ra một chất phóng xạ đánh dấu.

– Đo sự phân bố chất đánh dấu bằng máy dò bên ngoài.

– Giải thích kết quả.

Một ví dụ đơn giản là việc sử dụng phóng xạ iodine trong chuẩn đoán bệnh về tuyến giáp. Tuyến giáp thông thường lấy iodine từ máu vì chất này được dùng trong quá trình sản xuất ra các hoóc môn tuyến giáp. Iodine phóng xạ là đồng nhất về phương diện hoá học với iodine thường và vì vậy nếu một chút iodine phóng xạ được đưa vào qua đường miệng thì một phần nhỏ của nó sẽ xuất hiện trong tuyến giáp sau một khoảng thời gian nào đó. Sau một quãng thời gian nhất định, một tuyến chức năng thông thường sẽ lấy nhiều hơn lượng bình thường. Lượng được lấy này có thể được đo bằng máy đo bên ngoài và bằng cách so sánh lượng này với lượng hấp thụ đo trên các đối tượng thông thường, người ta sẽ đưa ra một chẩn đoán dựa trên tuyến đó có hoạt động quá tích cực hay không.

Trong trường hợp này, đồng vị phóng xạ được sử dụng là một hoá chất đơn giản. Trong hầu hết các trường hợp khác, chất hoá sinh có phân tử phức tạp hơn. Một nguyên tử trong phân tử này có thể được thay thế bằng một nguyên tử phóng xạ để tạo thành một phân tử phóng xạ. Người ta hy vọng điều này không làm thay đổi nhiều tác động sinh học của phân tử. Trong điều trị bệnh nhân, phân tử này được biến đổi qua các quy trình hoá sinh hợp lý. Nếu quá trình này bị đảo lộn thì sự phân phối cả về không gian hoặc thời gian hoặc cả hai sẽ bị đảo lộn và điều này có thể được sử dụng để chẩn đoán sự xuất hiện bệnh.

3.2. NGUYÊN TỬ, HẠT NHÂN VÀ CÁC ĐỒNG VỊ

3.2.1. Cấu trúc nguyên tử và năng lượng nguyên tử

Mọi vật chất có trong thiên nhiên đều do các nguyên tử tạo thành. Mỗi nguyên tử đều bao gồm một hạt nhân cấu tạo từ các proton và neutron, và các electron chuyển động theo các quỹ đạo xung quanh hạt nhân gọi là lớp mây điện tử. Lớp mây điện tử có thể có từ 1 đến 100 điện tử, các điện tử đó chuyển động theo các quỹ đạo khác nhau xung quanh hạt nhân. Bán kính nguyên tử vào khoảng 1Å (10^{-8}cm), bán kính của hạt nhân vào khoảng 10^{-4} Å (10^{-12}cm). Sự khác biệt giữa các nguyên tố là số lượng các hạt cơ bản, tức là hạt proton, neutron và electron mà nguyên tử đó có. Ký hiệu thông thường cho nguyên tử có một số viết ở bên trên biểu thị khối lượng của nguyên tử (neutron + proton), và một số viết ở bên dưới chỉ số hạt proton. Phần viết ở dưới thường bị bỏ quên.

Proton mang điện tích dương và electron mang điện âm, nhưng thường thì số hạt proton bằng với số hạt electron, cho nên điện tích thực bằng không. Nếu nguyên tử nhận hay làm mất một electron thì số điện tích không còn cân bằng nữa và nguyên tử đó được gọi là một ion. Tính chất hoá học của một nguyên tố được quyết định bởi cách các electron bao quanh nguyên tử và số lượng của chúng. Vì số lượng electron bằng với số lượng proton, nên số lượng proton là duy nhất xác định nguyên tố hoá học đó. Số lượng neutron có thể thay đổi.

Nguyên tử nhẹ nhất là hydro, chỉ có duy nhất một proton và một e. Uranium (^{238}U) có 238 proton và neutron, có những nguyên tử khác thậm chí còn nặng hơn.

Hiện tượng phóng xạ phát sinh do những biến đổi bên trong nhân của nguyên tử, còn những phản ứng hoá học xảy ra do những tác động lẫn nhau giữa các quỹ đạo bên ngoài.

Phản ứng hạt nhân sinh ra một năng lượng lớn hơn nhiều so với phản ứng hoá học. Để xác định năng lượng trong vật lý hạt nhân, người ta thường dùng đơn bị eV (electronvolt). Electronvolt tương đương động năng của một điện tử thu được khi điện tử đi qua một điện trường có điện thế chênh lệch là 1V. Đơn vị năng lượng này rất nhỏ, vì thế thường dùng các đơn vị lớn hơn như: KeV = 10^3 eV, MeV = 10^6 eV, và GeV = 10^9 eV.1eV tương đương $3,85 \times 10^{-20}$ calo.

Năng lượng sinh ra do các phản ứng hoá học ở các điện tử của quỹ đạo chỉ trong giới hạn 10eV/nguyên tử. Ngược lại, khi hạt nhân phân rã phóng xạ thì giải phóng ra một năng lượng rất lớn, từ vài nghìn đến vài triệu eV/nguyên tử.

3.2.2. Các đồng vị

Hạt nhân nguyên tử được tạo nên bởi hai thành phần là proton và neutron. Cả hai loại hạt này đều có tên chung là nuclon. Ở trong nhân, proton không đứng yên mà có vận động. Trong bất kỳ nguyên tử nào, số proton luôn bằng số điện tử, các proton mang điện tích dương, điện tử mang điện tích âm nên nguyên tử luôn trung hoà về điện.

Tất cả các hạt nhân trong các nguyên tử của một chất cụ thể đều có cùng số proton, nhưng số neutron thì có thể khác nhau. Các đồng vị là các

nguyên tử của cùng một nguyên tố nhưng có số neutron khác nhau. Nó có liên quan đến khối lượng nguyên tử. Ở trong nhân, proton và neutron chỉ có thể kết hợp với nhau theo một tỉ lệ nhất định. Có những kết hợp ổn định gọi là các đồng vị ổn định, có những kết hợp không ổn định (do tỉ lệ proton và neutron chênh lệch nhau đến một mức độ nào đó). Trường hợp không ổn định, hạt nhân của nguyên tử sẽ phân rã thành phần dư thừa bằng cách phóng ra các hạt anpha hoặc beta để cho hạt nhân trở lại trạng thái ổn định. Các nguyên tử đó còn được gọi là các đồng vị phóng xạ và hiện tượng đó còn gọi là hiện tượng phóng xạ.

(Lưu ý rằng, phân rã không có nghĩa là đồng vị phóng xạ bị tan rã hay biến huỷ đi, mà chỉ là biến đổi trạng thái trong nhân, và kết quả của sự biến đổi đó là nguyên tố này biến đổi thành nguyên tố khác, không có sự tan rã nào, chỉ có giảm và mất tính phóng xạ mà thôi).

3.2.2.1. Đồng vị ổn định

Số đồng vị ổn định của tất cả các nguyên tố lên đến trên 280. Có nguyên tố như thiếc có tới 10 đồng vị ổn định; Natri có 1, Uran không có một đồng vị ổn định nào. Các nguyên tố thiên nhiên chứa trong vỏ trái đất, trong khí quyển thực tế đều là hỗn hợp các đồng vị ổn định.

Cho đến nay, người ta vẫn chưa biết được đầy đủ vì sao hạt nhân ổn định và không ổn định. Tuy vậy có một điều chắc chắn là sự bền vững của hạt nhân phụ thuộc vào tỉ lệ proton và neutron trong nhân, vì tỉ lệ đó có liên quan đến năng lượng liên kết trong nhân. Hạt nhân nào có số proton và neutron chẵn thì có lực liên kết bền chặt.

3.2.2.2. Đồng vị phóng xạ

a) Đồng vị phóng xạ thiên nhiên:

Có rất nhiều chất đồng vị phóng xạ được tạo thành từ khi trái đất mới ra đời nhưng đến nay không còn nữa do nó phân rã nhanh và tạo thành các đồng vị ổn định. Những đồng vị phóng xạ nào được tạo thành từ thời khởi thuỷ đó mà đến nay vẫn còn tồn tại thì thuộc loại đồng vị phân rã rất chậm, hoặc là thành phần của các dòng họ phóng xạ. Những đồng vị phóng xạ thuộc các dòng họ này phân rã tạo thành một đồng vị phóng xạ khác, đồng vị này không ổn định và lại tiếp tục phân rã và cứ như vậy trải qua hàng chục lần phân rã mới trở thành đồng vị ổn định. Những đồng vị này đều có số nguyên tử lớn.

b) Đồng vị phóng xạ nhân tạo:

Năm 1934 Iren và Frêđơric Curi là những người đầu tiên tạo ra những đồng vị phóng xạ nhân tạo, chuyển Al^{27} thành P^{30}. Từ đó đến này, người ta đã chế tạo thêm hàng trăm loại đồng vị phóng xạ.

Từ các đồng vị ổn định, người ta có thể chuyển thành đồng vị phóng xạ bằng cách bắn phá vào hạt nhân nguyên tử những hạt proton hoặc neutron, deuteron (hạt nhân của H_2), và hạt anpha.

Các đồng vị phóng xạ dùng trong chẩn đoán bệnh thường là các đồng vị phóng xạ nhân tạo, được chế tạo từ các lò phản ứng hạt nhân, bằng cách bắn các neutron chậm vào hạt nhân nguyên tử. Kết quả thu được là các đồng vị phóng xạ lẫn với các đồng vị ổn định. Hỗn hợp đó rất khó chia tách ra vì tính chất hoá học của chúng giống nhau. Vì thế, trong thực tế các đồng vị phóng xạ thường dùng đều trộn lẫn trong khối các đồng vị ổn định. Các đồng vị ổn định này có tên là chất tải. Do đồng vị phóng xạ thu được không thuần khiết, do pha trộn với đồng vị không phóng xạ, nên người ta dùng một đơn vị đặc biệt để chỉ rõ hoạt độ phóng xạ gọi là tỉ trọng hoạt độ. Hoạt độ của một chất phóng xạ là số phân rã của các hạt nhân xảy ra trong một đơn vị thời gian. Nó phụ thuộc vào hằng số phân rã. Hằng số phân rã nói lên xác suất phân rã của các hạt nhân trong đơn vị thời gian. Tỉ trọng hoạt độ (C) là số phân rã xảy ra trong đơn vị thời gian và trong trọng khối của vật chất.

Iodine bền ^{127}I có khối lượng nguyên tử 127. Thêm nữa, một lượng nhỏ ^{128}I cũng được tìm thấy trong tự nhiên. Một số đồng vị khác của iodine cũng tồn tại. ^{131}I là một đồng vị của iodine nhưng không giống như ^{127}I và ^{128}I, nó không bền. Liên quan đến mỗi loại hạt nhân là một năng lượng liên kết. Hầu hết các nguyên tố đều có các đồng vị phóng xạ. Từ uranium trở lên không có đồng vị bền nào nữa. Trong phạm vi bảng tuần hoàn, có một nguyên tố, đó là technium, cũng không có đồng vị bền nào. Một cách ngẫu nhiên, một đồng vị phóng xạ của nguyên tố này lại được sử dụng rộng rãi trong y học hạt nhân.

^{131}I là đồng vị của iodine thường được sử dụng để điều trị tuyến giáp quá tích cực, nhưng đó không phải là đồng vị duy nhất của iốt. ^{123}I và ^{125}I là các đồng vị khác của nguyên tố này. Tất cả các đồng vị của iodine đều có 53 proton trong hạt nhân, nhưng số neutron có thể là 70, 72 hoặc 78, từ đó có 3 đồng vị, ^{123}I, ^{125}I và ^{131}I.

Theo quy luật chung thì số hạt neutron và proton trong hạt nhân xấp xỉ bằng nhau, nhưng trong các nguyên tử nặng hơn, một tỉ lệ lớn hơn các hạt neutron phải được thêm vào để duy trì sự ổn định của nguyên tử.

3.2.3. Chu kỳ bán rã (half–life)

Một vài đồng vị phóng xạ có thể được tìm thấy trong tự nhiên, rất nhiều đồng vị phóng xạ khác là nhân tạo. Chúng ta đã đề cập đến ^{131}I là không bền. Điều này không có nghĩa rằng nguyên tử này không bền đến mức khiến cho nó phân tách ra ngay lập tức, chỉ đơn thuần là nó có xu hướng không bền. Không có cách nào dự đoán được khi nào thì một nguyên tử nhất định sẽ phân rã. Tuy nhiên, trong một khoảng thời gian nhất định, theo mức trung bình, một phần nào đó của một nhóm các nguyên tử sẽ trở nên không bền và sẽ phân huỷ. Từ quan sát thấy rằng mỗi nguyên tử sẽ phân rã hoàn toàn một cách độc lập với các nguyên tử khác, chúng ta có thể chỉ ra rằng số nguyên tử phân huỷ trong đơn vị thời gian có liên quan trực tiếp đến số nguyên tử còn lại. Chúng ta có thể diễn đạt qua công thức sau:

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N$$

Trong đó, λ là hằng số và N là số nguyên tử. Chúng ta có thể biến đổi lại công thức như sau:

$$\frac{dN}{N} = -\lambda dt$$

Cuối cùng, ta được biểu thức sau: $\ln N = -\lambda t + k$, trong đó k là hằng số. Nếu $t = 0$ tương ứng với $N = N_0$, do đó $k = \ln N_0$ và do đó:

$$N = N_0 e^{\lambda t}$$

Đây là phương trình cơ bản xác định sự phân rã của các đồng vị không bền hoặc các đồng vị phóng xạ. Hằng số phóng xạ (λ) càng lớn, đồng vị phân rã càng nhanh. Tốc độ phân rã thường được diễn tả qua chu kỳ bán rã của đồng vị, đó là khoảng thời gian để một nửa số nguyên tử ban đầu phân rã. Dễ dàng thấy rằng $T_{1/2}$ được suy ra từ $\ln 2/\lambda = 0{,}693/\lambda$. Trong trường hợp này phương trình phân rã trở thành:

$$N = N_0 e^{-(0.693t/\lambda)}$$

Chu kỳ bán rã của các đồng vị khác nhau có thể thay đổi từ hàng triệu năm đến vài phần của giây. Chu kỳ bán rã là một yếu tố rất quan trọng trong việc chọn lựa và sử dụng các đồng vị trong y học. Các đồng vị phóng xạ xuất hiện một cách tự nhiên như ^{238}U, với chu kỳ bán rã là 4.5×10^{10} năm, đã phân rã từ khi trái đất được hình thành. Các đồng vị phóng xạ như ^{14}C, với chu kỳ bán rã là 5760 năm, được hình thành tự nhiên (trong khí quyển bởi sự bức xạ vũ trụ). Hầu hết các đồng vị phóng xạ được sử dụng trong y học hạt nhân đều có chu kỳ bán rã ngắn hơn và là nhân tạo.

3.2.4. Bức xạ hạt nhân

Có rất nhiều loại bức xạ hạt nhân đi kèm với sự phân rã của một nguyên tử. Dưới đây là các loại chính:

– Tia X

– Tia gamma

– Hạt beta (electron)

– Positron

– Neutron

– Hạt alpha.

Tia X và tia gamma là các photon (lượng tử ánh sáng), giống với các bức xạ nhìn thấy được nhưng có năng lượng cao hơn nhiều. Chúng không mang điện tích và chỉ đơn thuần mang sự chênh lệch năng lượng giữa nguyên tử gốc và nguyên tử còn lại sau khi phân rã. Không có sự khác nhau cơ bản giữa tia X và tia gamma. Tia X là các photon sinh ra khi một electron thay đổi mức năng lượng của nó trong đám mây xung quanh nguyên tử. Tia gamma được sinh ra bởi sự phân rã của nguyên tử phóng xạ khi một hạt nuclon thay đổi mức năng lượng của nó trong phạm vi hạt nhân. Thường thì tia gamma có năng lượng cao hơn nhiều so với tia X (từ 10 KeV đến 3 MeV), nhưng có sự chồng chéo lên nhau trong các mức năng lượng. Trong chẩn đoán bằng đồng vị phóng xạ, thường dùng các chất phóng xạ ra tia gamma với năng lượng dưới 1 MeV. Vì các photon này không mang điện nên chúng không dễ tương tác với các nguyên tử của chất mà chúng đi qua, và bởi vậy chúng khó được hấp thu trong vật chất.

Tia gamma có khả năng xuyên sâu nên khi làm việc với các chất phóng xạ phát ra tia gamma phải chú ý đến công tác bảo vệ phóng xạ.

Hạt beta âm là các electron di chuyển nhanh. Một electron được sinh ra khi một neutron trong hạt nhân của một nguyên tử biến đổi thành một proton. Một electron được sinh ra để làm cân bằng điện tích và năng lượng giải phóng qua sự biến đổi này được phát ra từ hạt nhân. đó là động năng của các electron bắn ra. Cho dù chúng chuyển động rất nhanh, bởi electron có điện tích âm nên chúng sẽ tương tác với các điện tích liên kết của nguyên tử khi chúng đến gần nguyên tử và kết quả là chúng nhanh chóng nhường năng lượng của mình cho vật chất nơi chúng vừa di chuyển qua. Một hạt beta có thể chuyển động được khoảng 1m trong không khí trước khi chúng mất động năng, nhưng trong một mô, chúng chỉ đi được 1mm.

Hạt beta dương (positrons): Các hạt này có cùng khối lượng với electron nhưng chúng có điện tích dương. Chúng được sinh ra trong hạt nhân khi một proton biến đổi thành một neutron. Chúng có thể bay trong không khí và trong mô giống như hạt beta ở cùng một năng lượng. Khi một positron được làm chậm lại đến khoảng mức năng lượng trung bình của electron trong vật chất mà chúng đi qua, chúng sẽ tương tác với một electron. Cặp hạt này sẽ được biến đổi thành 2 tia gamma đi theo hai hướng đối nhau. Các tia gamma này có năng lượng riêng 0,511 MeV (phần năng lượng liên quan đến phần khối lượng còn lại của electron) và là thiết yếu đối với kỹ thuật phát positron trong chụp X-quang.

Về trọng khối hạt beta chỉ bằng 1/7400 của hạt alpha. Do trọng khối nhỏ nên khi va chạm với các nguyên tử khác dễ bị bật đi. Đường đi của hạt beta trong vật chất rất lắt léo và không thẳng như đường đi của hạt alpha. Ngoài ra vì trọng khối nhỏ, tốc độ lớn nên hạt bêta ít có khả năng tiếp xúc với các nguyên tử trong môi trường để truyền động năng cho chúng. Do đó hạt beta có thể đi được sâu. Trong không khí, hạt alpha chỉ đi được vài phân còn hạt beta thì đi được vài mét.

Nói chung, nếu một hạt nhân không bền giàu neutron, nó sẽ biến đổi một neutron thành một proton bằng việc phát ra một electron. Nếu điều ngược lại đúng và hạt nhân này giàu proton, nó sẽ biến đổi một proton thành 1 neutron cùng với việc phát ra một positron. Trong trường hợp trước, nguyên tử sẽ tiến lên trên trong bảng tuần hoàn. Trong trường hợp sau, nó sẽ đi xuống.

Trong một vài trường hợp, một loạt electron sẽ được phát ra. Đôi khi, sau khi một electron được phát ra, vẫn có năng lượng thừa trong hạt nhân, nhưng sau đó sẽ giải phóng thành tia gamma. Lúc nào thì sự phát ra electron cũng đi trước sự phát ra tia gamma.

Hạt alpha:

Những đồng vị phóng xạ phát ra các bức xạ alpha thường không dùng trong chẩn đoán lâm sàng vì nó thuộc các nguyên tố nặng, khi đã đi vào bên trong cơ thể thì thường gây nhiều tác hại trên tế bào và các tổ chức hơn hạt beta và tia gamma. Khi tác động tới vật chất, bức xạ alpha có thể làm bật điện tử ở nguyên tử đi gây nên hiện tượng ion hoá vật chất, hoặc làm dịch điện tử đi khỏi vị trí bình thường gây nên hiện tượng kích thích.

Do có điện tích lớn và trọng khối nặng nên hạt alpha không đi được xa. Dọc đường đi, hạt alpha va chạm với các nguyên tử xung quanh, truyền cho chúng động năng và yếu dần. Khi tốc độ của hạt alpha giảm, thời gian hạt alpha tiếp xúc với nguyên tử xung quanh càng lâu càng có khả năng truyền năng lượng cho chúng và gây ion hoá. Vì thế, độ đậm ion hoá tăng mạnh ở cuối quãng đường đi. Sau khi độ đậm ion hoá đạt tới tối đa thì hạ nhanh xuống bằng 0, hạt alpha mất hết động năng, thu lấy hai điện tử ở môi trường xung quanh và chuyển thành Hêli-4 (độ đậm ion hoá là số cặp ion được tạo thành trên một đơn vị chiều dài của đường đi (cm) trong không khí ở áp suất bình thường).

Khả năng xuyên qua chất rắn của bức xạ alpha rất yếu. Một chùm hạt alpha có năng lượng 7 MeV không xuyên qua được cửa sổ của ống đếm bằng lớp mica mỏng (20 μm). Lớp sừng của biểu bì da người đủ giữ lại các hạt alpha, vì thế chùm hạt alpha được chiếu từ bên ngoài vào thì không gây tác hại gì nhưng nếu hạt alpha vào qua đường miệng hoặc phổi đều gây tổn hại nặng cho tế bào và tổ chức.

Neutron nặng như proton nhưng bởi vì chúng không mang điện tích nên chúng có thể bay trong phạm vi rộng trước khi dừng lại. Neutron có thể được sinh ra bằng lò phản ứng và chúng được dùng cả trong điều trị bệnh và trong phân tích phóng xạ neutron. Tuy nhiên, chúng không được dùng thường xuyên trong các khoa vật lý y học nên không được nhắc đến ở đây.

3.2.5. Năng lượng của bức xạ hạt nhân

Năng lượng của bất cứ một bức xạ hạt nhân nào cũng liên quan đến khối lượng bị mất khi một nguyên tử phân rã và phát ra phóng xạ.

Phương trình liên hệ năng lượng E, khối lượng bị mất đi m, vận tốc ánh sáng c được đưa ra trong công thức Einstein $E = mc^2$. Đơn vị năng lượng được dùng ở đây là eV, keV, MeV.

Năng lượng của tia X dùng trong X-quang chuẩn đoán đến khoảng 100 keV và máy gia tốc tuyến dùng trong điều trị u ác tính sinh ra tia X với năng lượng cỡ 10 MeV hoặc hơn. Trên thực tế, năng lượng tia X trong tạo ảnh chuẩn đoán và điều trị thường ở mức kV mà không phải là keV. Chùm tia X không phải tất cả đều có cùng một năng lượng và năng lượng ở kV là điện thế gia tốc, được áp dụng cho máy phát tia X.

Tia gamma và hạt beta đều có thể truyền năng lượng của chúng vào trong mô mà chúng đi qua. Tia gamma có xu hướng mất tất cả năng lượng ngay lập tức hoặc một phần, năng lượng này được chuyển cho một electron mà electron này có vai trò như một hạt beta. Một hạt beta đánh mất năng lượng của nó một cách liên tục khi chúng di chuyển qua mô cơ thể (hoặc vật chất khác). Năng lượng này được chuyển cho các electron phát ra từ các nguyên tử hoặc phân tử và điều này dẫn đến kết quả là các liên kết hoá học bị phá vỡ và các ion được hình thành. Vì lẽ đó, quá trình này được gọi là sự ion hoá. Sự phá huỷ các chất hoá học tới hạn trong phạm vi mô (như DNA) được cho là nguyên nhân chính của hiệu ứng sinh học mà phóng xạ có thể sản sinh ra. Một năng lượng tối thiểu nào đó được quy định để tách ra một electron từ nguyên tử. Nếu bức xạ tới không có một năng lượng hợp lý thì nó sẽ không thể gây ra sự ion hoá.

Không có một năng lượng tối thiểu được xác định là cần thiết để gây ra sự ion hoá bởi vì nó phụ thuộc vào các nguyên tử riêng biệt cần ion hoá. Tuy nhiên, chúng ta biết rõ rằng sự ion hoá trong không khí đòi hỏi một năng lượng khoảng 30 eV và thông thường người ta cho rằng cần ít nhất 10 eV cho sự ion hoá trong mô cơ thể. Điều này có nghĩa là sóng radio, viba và hầu hết các phổ nhìn thấy được đều không thể gây ra hiện tượng ion hoá, nhưng tia cực tím xa, tia X và tia gamma thì có thể gây ra hiện tượng ion hoá.

3.3. SỰ SẢN SINH CÁC ĐỒNG VỊ

3.3.1. Phóng xạ xuất hiện tự nhiên

Có một vài đồng vị phóng xạ hiện có ở trong đất và trong khí quyển, góp phần vào "phóng xạ nền" (background radiation). Phóng xạ nền này rất quan trọng bởi đó là một nguồn giao thoa khi việc đo đạc phóng xạ được tiến hành.

Uranium là một trong số các nguyên tố phóng xạ hiện có trong đất và bởi vì dấu tích của uranium được tìm thấy trong phần lớn đất đá, nghĩa là có phóng xạ nền ở khắp mọi nơi. Có nhiều sự khác nhau giữa đất đá, ví dụ granit chứa một lượng uranium tập trung đáng kể, khiến cho các thành phố như Aberdeen, được xây dựng trên granite, có một lượng đáng kể phóng xạ nền.

^{238}U có chu kỳ bán rã rất dài, khoảng 4.5×10^{10} năm, nhưng khi chúng phân rã, chúng sinh ra các nguyên tử có chu kỳ bán rã ngắn hơn nhiều, sau khoảng 20 giai đoạn, nó trở thành đồng vị than chì bền ^{206}Pb. Một trong các giai đoạn này là nguyên tố radium, đồng vị phóng xạ đầu tiên được sử dụng để điều trị bệnh. Một nguyên tố khác là radon, chất xuất hiện trong khí quyển ở dạng khí phóng xạ. Vào buổi sáng, khi không khí còn tĩnh mịch, khí radon từ đất có thể tích tụ lại với mức độ tập trung cao trong không khí. Thường thường có khoảng 10^6 nguyên tử radon trong một m^3 không khí.

3.3.1.1. Phóng xạ vũ trụ

Một đóng góp khác cho phóng xạ nền là phóng xạ từ phần còn lại của vũ trụ. Phần lớn phóng xạ này được hấp thụ bởi tầng khí quyển hoặc bị uốn cong đi bởi từ trường trái đất nhưng một lượng đáng kể vẫn đến mặt đất.

Năng lượng phóng xạ vũ trụ rất cao, bởi vậy nó có thể xuyên thủng rất nhiều màn chắn. Chì thường được sử dụng để bảo vệ con người khỏi các đồng vị phóng xạ và tia X, hoàn toàn không có tác dụng trong việc ngăn chặn các tia vũ trụ, các tia mà có thể xuyên qua trái đất tới tận đáy. Năng lượng trung bình của tia vũ trụ vào khoảng 6000 MeV. May mắn là con số tổng thể các tia vũ trụ là tương đối nhỏ nhưng chúng cũng thêm một lượng đáng kể vào phóng xạ nền, do đó làm ảnh hưởng đến các thiết bị dò phóng xạ.

3.3.2. Phóng xạ nền nhân tạo

Đây là loại phóng xạ phát ra từ các đồng vị thoát vào trong khí quyển hoặc là từ bom nguyên tử hoặc là từ các tính năng công nghiệp của năng lượng nguyên tử. Khi mà nhiều cuộc thử nghiệm bom nguyên tử diễn ra thì lượng thoát ra là đáng kể và các đồng vị được sinh ra trong các vụ nổ hạt nhân có thể được tìm thấy trên toàn bộ bề mặt trái đất. Tuy nhiên, lượng thoát ra từ bom nguyên tử đã đạt đến đỉnh điểm vào những năm 60 và đến nay chúng chỉ góp một lượng rất nhỏ vào phóng xạ nền thông thường. Sự đóng góp từ việc sử dụng năng lượng hạt nhân trong công nghiệp cũng rất nhỏ, ngoại trừ những nơi rất gần với nơi cất giữ như các trạm năng lượng hạt nhân.

3.3.3. Phản ứng neutron và các đồng vị phóng xạ nhân tạo

Các đồng vị dùng trong y tế chỉ là một lượng nhỏ và dù sao chúng cũng phải sinh ra một lượng phóng xạ dễ đo đạc. Độ phóng xạ riêng của chúng cần phải cao. Đơn vị của độ phóng xạ là đơn vị trong hệ thống quốc tế và nó sẽ được định nghĩa cũng như giải thích trong phần tiếp theo.

Cách dễ nhất để sản xuất ra các đồng vị có độ phóng xạ riêng cao là cách bắn phá một chất với các neutron, nhờ đó sẽ sinh ra các phản ứng hạt nhân. Nguồn neutron có thể là một lò phản ứng hạt nhân và rất nhiều đồng vị phóng xạ được sinh ra qua việc chiếu xạ một đồng vị bền có các neutron trong lò phản ứng. Neutron được sinh ra trong lò phản ứng qua một chuỗi phản ứng trong đó uranium phát ra neutron, các neutron này gây ra sự phân hạch hạt nhân của các nguyên tử uranium khác và qua đó giải phóng thêm các neutron. Các neutron sinh ra trong lò phản ứng được gọi là các neutron chậm bởi vì chúng được làm chậm lại bằng máy điều tiết than chì trong ruột của lò phản ứng. Chúng được làm chậm một cách từ từ bởi vì điều này làm tăng cơ hội tương tác với một nguyên tử uranium dễ hơn là khi chúng phóng thẳng đi. Phản ứng này được gọi là "sự chiếm neutron".

Các đồng vị cũng có thể sinh ra nhờ sử dụng một cyclotron. Proton (các hạt nhân hydro), deuteron (các hạt nhân của đồng vị ^{2}H) hay hạt alpha (các hạt nhân helium) được tăng tốc trong cyclotron và được dùng để bắn phá một nguyên tố nào đó. Neutron có thể bật ra từ hạt nhân của nguyên tố bị bắn phá các sản phẩm phóng xạ sinh ra. Nói chung đây là các đồng vị phóng xạ phát ra positron. Các cyclotron có đủ các bộ phận để tạo các đồng vị sinh học như ^{11}C, ^{13}N và ^{15}O, đồng thời ^{18}F.

3.3.4. Các đơn vị đo phóng xạ

Chu kỳ bán rã chỉ tốc độ phân rã của đồng vị phóng xạ, nhưng nó không chỉ ra lượng hiện có của đồng vị này. Điều này được đo bằng số nguyên tử phân rã trong mỗi giây và được gọi là lượng phóng xạ. Đơn vị phóng xạ này là Bq. *1 Bq là lượng phân rã trong 1 giây.* Một đơn vị nữa là curie (Ci), 1Ci = 37 GBq. Đối với lượng đồng vị phóng xạ dùng trong các kiểm tra chẩn đoán, Ci là đơn vị khá lớn và Bq là đơn vị khá nhỏ. Ví dụ, đối với liều lượng của chẩn đoán điển hình là 10 mCi = 370 MBq.

Vì một đồng vị phóng xạ phân rã thì lượng phóng xạ giảm, ví dụ, 100 MBq ^{123}I sẽ phân rã thành 50 MBq sau một chu kỳ bán rã, nghĩa là 13h, thành 25 MBq sau 13h nữa, và cứ như vậy. Nên độ hoạt động phóng xạ là sự đo tốc độ phân rã, mà không phải là đo khối lượng của đồng vị.

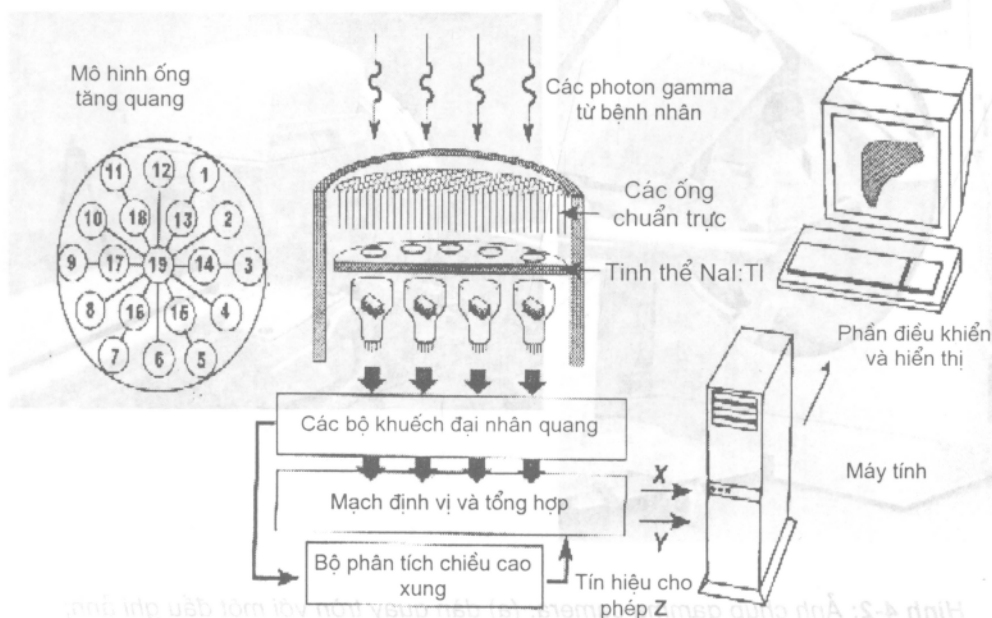
Chương 4

CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH TRONG Y HỌC HẠT NHÂN

4.1. GAMMA CAMERA

Rất nhiều quá trình y tế hạt nhân yêu cầu ảnh chỉ ra phân bố của các chất phóng xạ trong cơ thể bệnh nhân. Trong rất nhiều năm, các ảnh hạt nhân đã đạt được bằng cách sử dụng một máy quét đường thẳng (rectilinear). Ngày nay, phần lớn tạo ảnh được thực hiện với gamma camera. Gamma camera tạo một ảnh với nguồn phóng xạ phát tia gamma giống như một camera thông thường tạo ảnh đối tượng rọi sáng. Không phải tất cả các gamma camera dùng ngày nay giống nhau về thiết kế, nhưng phần lớn đều có một số các đặc điểm chung. Phần này xem xét về cấu trúc chung, chức năng và các đặc tính của một gamma camera điển hình.

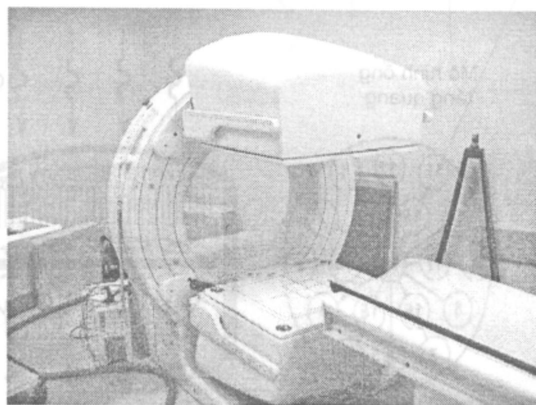
Thiết kế cơ bản của một gamma camera hiện đại minh hoạ trên hình 4-1 minh hoạ các thành phần chính và cho thấy mảng ống tăng quang gắn phía sau detector tinh thể. Một collimator được đặt cố định phía trước hệ thống này.



Hình 4-1: Thiết kế cơ bản của một gamma camera

Mỗi thành phần thực hiện một chức năng riêng trong việc chuyển ảnh gamma thành ảnh ánh sáng và truyền nó tới thiết bị quan sát thích hợp hoặc phim. Thành phần đầu tiên là ống chuẩn trực (collimator). Ống chuẩn trực có nhiệm vụ nhận các bức xạ từ bệnh nhân phát ra, chiếu ra ảnh gamma vào bề mặt tinh thể. Tinh thể phát sáng hấp thụ ảnh gamma và chuyển nó sang ảnh ánh sáng. Ảnh ánh sáng xuất hiện trên bề mặt đằng sau của tinh thể phát sáng có cường độ (độ sáng) rất thấp và không thể được quan sát hay chụp ảnh trực tiếp từ trạng thái này. Mảng ống nhân quang (PM), nằm đằng sau tinh thể, thực hiện hai chức năng riêng. Nó chuyển ảnh ánh sáng thành một ảnh các xung điện và khuếch đại cường độ ảnh. Các xung điện từ dãy ống nhân quang đi tới một mạch điện tạo ra ba tín hiệu riêng cho mỗi photon gamma được camera phát hiện. Một tín hiệu là một xung điện có kích cỡ biểu diễn năng lượng của photon gamma. Hai tín hiệu khác miêu tả vị trí của photon trong vùng ảnh. Thông thường, kích cỡ của một xung biểu diễn vị trí theo chiều dọc và kích cỡ của xung kia biểu diễn vị trí theo chiều ngang.





Hình 4-2: Ảnh chụp gamma camera: (a) dàn quay tròn với một đầu ghi ảnh; (b) dàn quay tròn với hai đầu ghi ảnh

Xung biểu diễn năng lượng photon đi tới đầu vào của bộ phân tích chiều cao xung (PHA-Pulse height analyzer). Nếu xung nằm trong phạm vi cửa sổ được lựa chọn, nó sẽ truyền qua bộ phân tích chiều cao xung và được ghi lại trên bộ nhớ máy tính cùng với các thông tin về vị trí. Các xung dữ liệu có sẵn đối với một máy tính cho các phân tích quan sát và xử lý sau này.

4.1.1. Detector tinh thể

Một detector của gamma camera gồm một tinh thể phát sáng NaI(Tl) lớn có đường kính từ 300 tới 500mm (12-20 inch) và bề dày từ 6 đến 10mm (1/4" đến 3/8"). Sự hấp thụ bức xạ đối với các mức năng lượng khác nhau (hiệu suất detector) đối với bề dày detector tinh thể được chỉ ra ở bảng 4.1. Các tinh thể mỏng hơn có độ phân giải không gian tốt hơn nhưng lại giảm hiệu suất hấp thụ.

Bảng 4-1 - Phần trăm hấp thụ đối với các mức năng lượng tia gamma khác nhau (keV):

Bề dày	*80*	*140*	*200*	*350*	*500 keV*
1/4"	97	75	45	16	8
3/8"	98	84	58	23	12
1/2"	99	90	70	32	18

Vì các tinh thể phát sáng hút ẩm nên nó được gắn chặt ở phía trước và bên cạnh bằng một lớp nhôm mỏng và kính hoặc nhựa trong ở phía sau, cửa sổ trong này đóng vai trò như một vật dẫn ánh sáng. Bức xạ gamma bị hấp thụ bởi tinh thể phát sáng NaI được chuyển đổi thành tia cực tím. Sau đó, các photon ánh sáng này được các ống nhân quang phát hiện, các ống nhân quang này được đặt tiếp xúc với vật dẫn ánh sáng.

4.1.2. Camera điện tử

Các ống nhân quang được sắp xếp trong 37, 61, 75 hoặc 91 mảng sáu cạnh, phụ thuộc vào kiểu gamma camera. Một kiểu ống tăng quang sáu cạnh đơn giản minh hoạ ở hình 4-1 với detector tròn. Các detector hình chữ nhật thường gồm 55 hoặc 59 detector.

4.1.2.1. Mạch định vị và tổng hợp

Mạch này nhận tín hiệu từ tất cả các ống tăng quang và thường được đặt ở vị trí cùng với các bộ khuếch đại trong đầu camera. Mỗi tín hiệu từ ống nhân quang được đưa tới tính toán các tín hiệu định vị. Mạch tổng hợp nhận

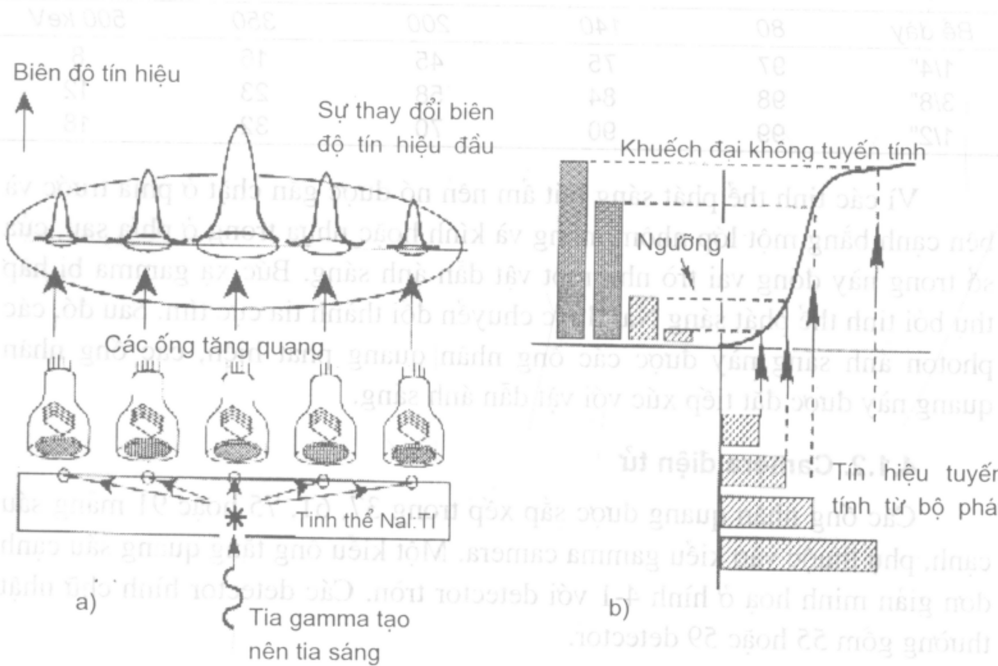
các tín hiệu từ bộ khuếch đại PM (photo multiplier) và tính toán toạ độ không gian (x và y) của tia gamma trong tinh thể phát sáng. Các tín hiệu vị trí x và y có thể được xử lý thêm để sửa các lỗi không hoàn chỉnh trong cả tinh thể, giao diện ống nhân quang và tổng hợp lại toàn bộ hệ thống.

4.1.2.2. Thông tin không gian

Ánh sáng phát ra từ các photon gamma trong detector tinh thể là phân tán trong toàn bộ tinh thể phát sáng lớn và nó được nhận biết bởi tất cả các ống nhân quang. Lược đồ trên hình 4-3 minh hoạ một ví dụ đã được đơn giản hoá, trong đó có 5 ống PM phát hiện ánh sáng với cường độ thay đổi. Các tín hiệu này được đưa qua bộ khuếch đại thuật toán như minh hoạ ở hình 4-3 (b) sao cho:

– Các tín hiệu PM nhỏ hơn mà mang rất ít thông tin về vị trí được khử đi.

– Các tín hiệu lớn được giảm đi sao cho vị trí của photon ánh sáng trên bề mặt của ống tăng quang có ít ảnh hưởng đến biên độ tín hiệu PM.



Hình 4-3: *(a) 5 ống PM tương ứng với 5 photon ánh sáng. Biên độ tín hiệu của chúng và biên độ các tín hiệu xung quanh xác định vị trí của photon trên bề mặt tinh thể. (b) Khuếch đại không tuyến tính các tín hiệu này, loại bỏ các tín hiệu có biên độ nhỏ mà không vượt quá một mức ngưỡng nào đó.*

4.1.2.3. Bộ phân tich chiều cao xung

Bộ phân tích chiều cao xung là một mạch điện tử có thể đặt ngưỡng giới hạn trên và giới hạn dưới của năng lượng đỉnh ảnh và chỉ chấp nhận các tín hiệu trong khoảng giới hạn đó.

Mạch này nhận tín hiệu từ tất cả các ống tăng quang và đo chiều cao tín hiệu cực đại. Nếu chiều cao này nằm trong cửa sổ năng lượng đỉnh ảnh (photo-peak energy window) thì một tín hiệu năng lượng hay tín hiệu Z được phát ra để cho phép các tín hiệu *x,y* được đưa tới máy tính hiển thị ảnh như minh hoạ ở hình 4-1.

Tất cả các ống tăng quang đều tham gia vào việc phân tích năng lượng. Sự xem xét năng lượng hiệu dụng là cần thiết để loại bỏ các tia tán xạ và duy trì chất lượng ảnh tối ưu.

(Photo-peak: là đỉnh trong phổ năng lượng của detector phát sáng tương ứng với sự hấp thụ quang điện hoàn toàn).

4.1.2.4. Hiển thị

Các tín hiệu *x, y* cuối cùng phát ra từ mạch định vị được chấp nhận bởi bộ định dạng phim tương tự hoặc số để đưa tới hệ thống hiển thị máy tính.

Bộ định dạng phim tương tự, bởi vì nó là một bộ ghi tín hiệu x,y đơn giản, sử dụng ống tia catốt có một kích thước điểm rất mịn. Ánh sáng từ điểm này được ghi lại trực tiếp trên phim để tạo ra một ảnh. Trong khi duyệt, mỗi điểm này được phân biệt, mỗi điểm biểu thị cho một photon gamma trong cửa sổ lựa chọn. Một ảnh chất lượng tốt yêu cầu ít nhất một triệu điểm như vậy, tương ứng với một triệu photon gamma.

Tóm lại, Gamma camera là một thiết bị tạo ảnh trong y học hạt nhân, bao gồm:

– Một collimator nhận các tia gamma vuông góc từ bệnh nhân đến. Một tinh thể NaI lớn dùng làm ống chuẩn trực phát sáng, có bề dày khoảng 1/4" hoặc 3/8".

– Các ống nhân quang có dạng lục lăng (đối với detector tròn) hoặc mảng chữ nhật trên bề mặt nó.

Các tín hiệu sau khi rời khỏi ống nhân quang thì di tới bộ khuếch đại điện tích.

– Các tín hiệu này được khuếch đại thuật toán và tới mạch xác định vị trí, mạch này sẽ tính toán toạ độ x và y của tia gamma.

– Bộ phân tích chiều cao xung sẽ chấp nhận tín hiệu này nếu tín hiệu x, y là một tín hiệu đỉnh ảnh (photo-peak).

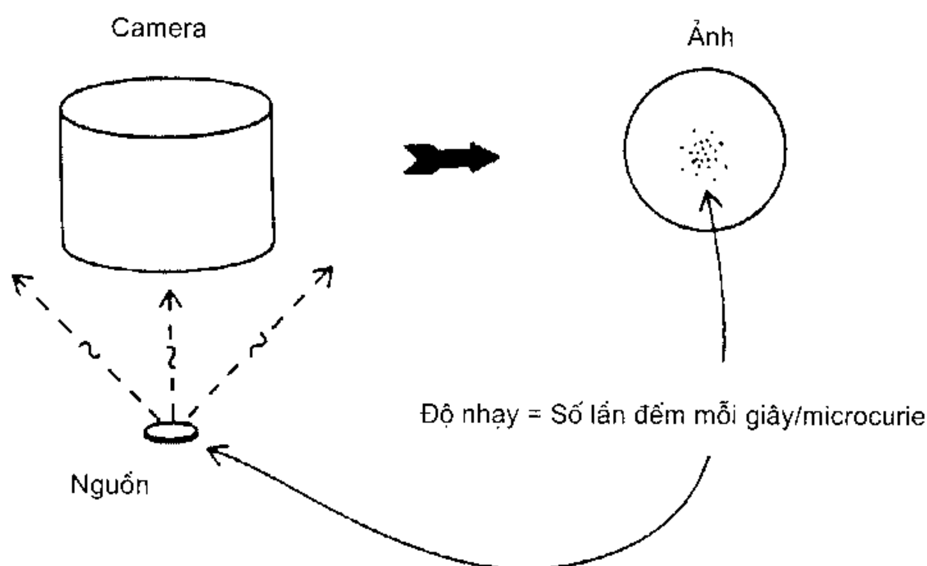
– Các tín hiệu x, y hình thành ảnh hiển thị.

4.1.3. Các đặc điểm của camera

4.1.3.1. Độ nhạy

Trong một trường hợp tạo ảnh thông thường, chỉ một phần nhỏ các photon gamma được phát ra từ vật liệu phóng xạ để hình thành ảnh. Ta xem xét tình huống được minh hoạ trong hình 4-4.

Các photon rời khỏi nguồn phóng xạ nhỏ phân bố đồng đều theo mọi hướng. Chỉ các photon góp phần tạo nên ảnh là đi qua lỗ ống chuẩn trực và bị hấp thụ vào trong tinh thể. Các photon từ nguồn không bị hấp thụ trong tinh thể bị lãng phí về mặt hiệu quả và không góp phần tạo ảnh. Đặc tính này của camera gamma được gọi là độ nhạy. Độ nhạy của camera có thể được miêu tả bằng thuật ngữ số photon được phát hiện và được sử dụng trong ảnh cho mỗi đơn vị phóng xạ (μCi) như minh hoạ trong hình 4-4.



***Hình 4-4:** Khái niệm độ nhạy gamma camera*

Độ nhạy của một hệ thống camera bị ảnh hưởng bởi một số thành phần của nó, ví dụ nó phụ thuộc rất nhiều vào ống chuẩn trực. Phần lớn các hệ thống camera đều có ống chuẩn trực có thể hoán đổi cho nhau và đó là một yếu tố có thể được dùng để thay đổi độ nhạy. Vấn đề ở đây là một ống chuẩn trực tạo ra độ nhạy cực đại cũng thường tạo ra bóng mờ ảnh cực đại.

Bề dày của tinh thể phát sáng có ảnh hưởng đến hiệu suất đầu dò. Hiệu suất đầu dò và độ nhạy camera bị giảm khi photon qua tinh thể. Do vậy, một tinh thể dày có xu hướng tạo ra độ nhạy cao, đặc biệt là các photon năng lượng cao, nhưng cũng tạo ra bóng mờ ảnh nhiều hơn.

Một yếu tố khác ảnh hưởng tới độ nhạy của hệ thống camera là việc đặt bộ phân tích chiều cao xung (PHA). Chỉ các photon nằm trong cửa sổ PHA mới góp phần tạo nên ảnh. Một cửa sổ rất nhỏ hoặc định vị không đúng tương ứng với phổ năng lượng photon có thể làm giảm độ nhạy camera một cách đáng kể.

Rất nhiều camera có thời gian chết ngắn khi mỗi photon được phát hiện thì sau đó một photon đến sẽ không được nhận ra. Thời gian chết làm giảm độ nhạy khi tốc độ photon cao và các photon có khuynh hướng chồng lấp lên nhau.

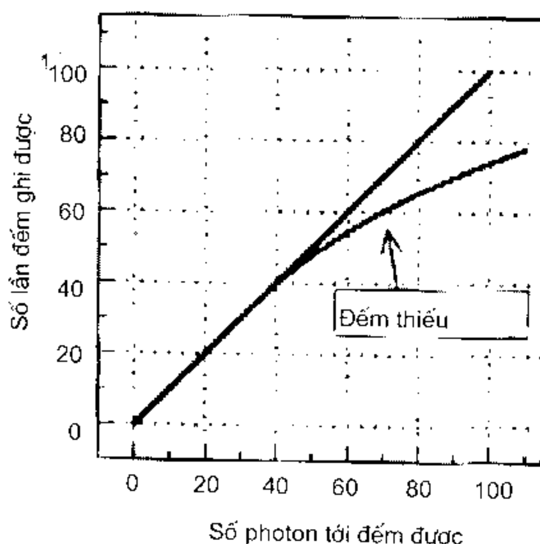
Độ nhạy camera thường nằm trong phạm vi từ 100 - 1000 cps/μCi. Một μCi thường tạo ra 37.000 photon/giây, điều này có nghĩa là ít hơn 3% số photon phát ra được dùng cho việc hình thành ảnh.

4.1.2.3. Thời gian chết (τ) (dead time)

Hiệu suất thực của một detector giảm khi tăng tốc độ đếm do không có khả năng xử lý tốc độ đếm cao. Do đó, các xung sẽ bị chồng lấp lên nhau. Bởi vậy thời gian chết được tính như sau:

$$\tau = \frac{\text{các tín hiệu bị phát hiện}}{\text{tổng số photon tới}}$$

Ảnh hưởng của thời gian chết đến đáp ứng của detector được minh hoạ ở lược đồ hình 4-5.



Hình 4-5: Một detector không có thời gian chết sẽ cho đồ thị là đường thẳng. Còn đường cong biểu thị cho quá trình đếm quá nhanh khiến cho số photon đếm được nhỏ hơn tổng số photon tới, vì vậy sẽ bị mất một số khi đếm.

Tốc độ đếm đo được từ một gamma camera không đạt đến tốc độ đếm mong muốn. Do đó, tốc độ đếm của gamma camera giống như một con số biểu thị sự mất đếm 10%, 20%, 30%. Tốc độ đếm bị hạn chế bởi thời gian bán rã của tinh thể phát sáng, khoảng 240nS đối với NaI(Tl); bộ khuếch đại điện tích của nó và các bộ chuyển đổi điện tử đi kèm.

4.1.3.3. Trường quan sát

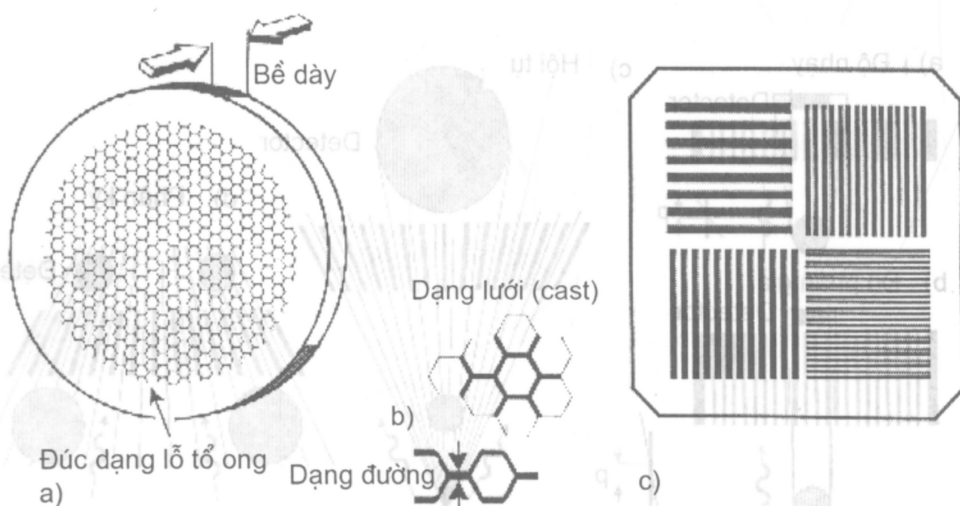
Trường quan sát (FOV) của một gamma camera là một đặc tính quan trọng do nó xác định phần cơ thể bệnh nhân có thể được tạo ảnh. Trường quan sát phụ thuộc vào kích thước của tinh thể, loại ống chuẩn trực và trong một số hệ thống, phụ thuộc khoảng cách giữa vật thể được tạo ảnh và tinh thể camera.

Trường quan sát hữu ích (UFOV) được định nghĩa là vùng thực tế đã được chuẩn trực cho phép tạo ảnh. Đáp ứng chung và đều của gamma camera bị giảm dần về phía cạnh của tinh thể.

Trường quan sát trung tâm (CFOV) biểu thị 75% tâm trường quan sát của camera, phần này thường lưu giữ các chi tiết lâm sàng của ảnh.

4.1.4. Các tính chất của collimator

Ống chuẩn trực thường được cấu tạo từ một tấm lỗ tổ ong bằng chì hoặc Vonfram. Một ống chuẩn trực thường gồm một số lớn các lỗ (hình 4-6). Một tính chất quan trọng của ống chuẩn trực là không cho phép các bức xạ xiên mà chỉ cho phép các bức xạ vuông góc với bề mặt detector được đi qua. Các lỗ được đặt trong ống chuẩn trực sao cho mỗi điểm trên bề mặt tinh thể có một hướng quan sát trực tiếp tới một điểm trên bề mặt cơ thể. Mỗi điểm của tinh thể chỉ có khả năng quan sát một nguồn phát xạ từ điểm tương ứng trên cơ thể bệnh nhân. Mặc dù hình minh hoạ chỉ chỉ ra một số ít lỗ trong ống chuẩn trực, nhưng trên thực tế, ống chuẩn trực có hàng trăm lỗ nằm rất gần nhau nhằm quan sát tất cả các điểm trong trường quan sát. Không có một ống chuẩn trực thì gamma camera sẽ không thể ghi nhận được các thông tin về không gian vì các bức xạ xiên sẽ làm "ngập" detector. Detector đóng vai trò như một lưới chống tán xạ. Thông thường, một gamma camera được gắn với vài ống chuẩn trực có thể hoán đổi cho nhau. Sự khác nhau giữa các ống chuẩn trực là bề dày, số lượng và kích cỡ của các lỗ và cách thức chúng sắp xếp hoặc định hướng. Ống chuẩn trực có tác động lên độ nhạy camera, sự mở rộng trường quan sát ảnh và bóng mờ ảnh. Người sử dụng cần nhận thức rõ sự khác biệt này để lựa chọn ống chuẩn trực tốt nhất cho một lần kiểm tra.



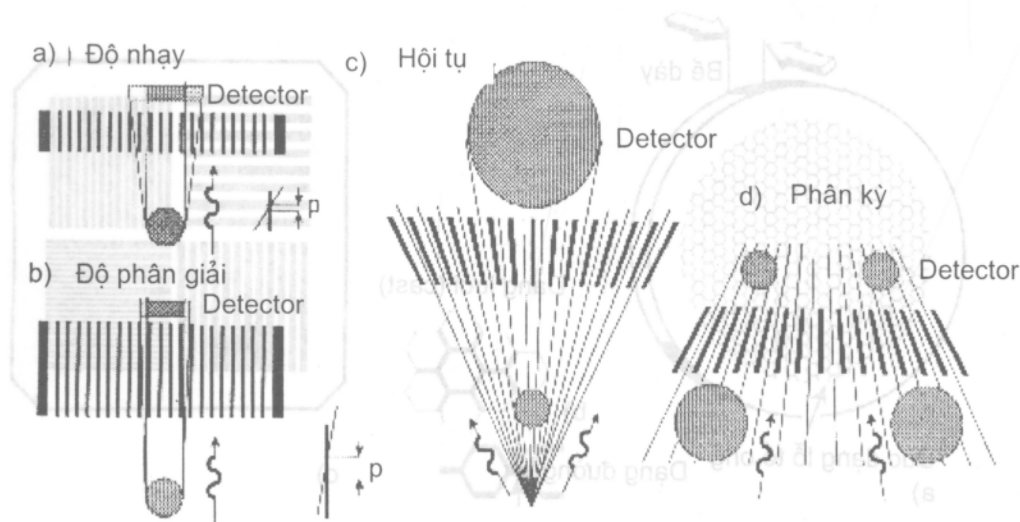
Hình 4-6: (a) Một thiết kế điển hình của ống chuẩn trực dùng cho gamma camera, bố trí các lỗ có dạng tổ ong. (b) Hình vẽ minh hoạ sự khác nhau giữa thiết kế dạng cast và foil. (c) Phantom được sử dụng để đánh giá độ phân giải của một hệ thống camera/ collimator.

Khi lựa chọn ống chuẩn trực, người ta cần thiết xem xét năng lượng của các photon gamma. Khả năng của một photon thâm nhập vào một vật liệu đã cho thông thường tăng lên cùng với năng lượng photon. Mục đích của các vách ngăn (thành phân cách mỏng) ống chuẩn trực là để ngăn các photon thâm nhập từ lỗ này sang lỗ kia. Điều này phụ thuộc vào mối liên hệ của năng lượng photon với bề dày của vách ngăn kim loại phân tách các lỗ. Với các photon năng lượng thấp, vách ngăn mỏng là đủ. Ưu điểm của vách ngăn mỏng là có thể đặt được nhiều lỗ hơn trong một vùng đã cho và tạo ra độ nhạy cao hơn. Tuy nhiên, với các photon năng lượng cao cần dùng các vách ngăn dày hơn để ngăn không cho các photon vượt qua từ lỗ này sang lỗ khác.

Thiết kế các ống chuẩn trực thông thường sử dụng dạng các lỗ song song, nhưng độ khuếch đại hay thu nhỏ ảnh chỉ có thể đạt được từ các ống chuẩn trực không trực giao với các lỗ nghiêng. Kích thước của lỗ và lượng chì quyết định hiệu suất và công suất của ống chuẩn trực. Độ nhạy ống chuẩn trực thay đổi nghịch đảo với độ phân giải, vì vậy khi thiết kế ống chuẩn trực thì người ta thường dung hoà giữa hai yếu tố này.

4.1.4.1. Ống chuẩn trực lỗ song song (parallel- hole collimator)

Một cách sắp xếp thông thường cho các lỗ ống chuẩn trực là sắp xếp song song như minh hoạ trong hình 4-7 (a) và (b).



Hình 4-7: *Hai ống chuẩn trực lỗ song song. (a) Ống chuẩn trực độ nhạy cao (HS) cho vùng nửa tối lớn (ảnh không sắc nét). (b) Ống chuẩn trực độ phân giải cao có độ sâu lớn hơn nhưng vùng nửa tối nhỏ hơn. (c) Một ống chuẩn trực hội tụ khuếch đại ảnh trong mặt phẳng tiêu điểm. (d) Một ống chuẩn trực phân kỳ thu nhỏ ảnh.*

Trường quan sát được xác định bằng kích cỡ (đường kính) tinh thể và duy trì như nhau từ nguồn tới camera. Kích thước của ảnh tại tinh thể bằng với kích thước thực của nguồn phóng xạ được tạo ảnh. Mối quan hệ này không thay đổi theo khoảng cách. Do vậy, ống chuẩn trực lỗ song song không tạo ra ảnh phóng to hay thu nhỏ. Các photon qua ống chuẩn trực lỗ song song là các photon chuyển động theo hướng song song với các lỗ. Giả thiết không có photon bị hấp thụ giữa nguồn và ống chuẩn trực, số các photon song song này không thay đổi đáng kể theo khoảng cách từ nguồn tới camera. Do vậy, độ nhạy camera đối với ống chuẩn trực lỗ song song thường không bị ảnh hưởng bởi sự thay đổi khoảng cách giữa nguồn và camera. Lưu ý rằng hiệu ứng nghịch đảo bình phương không xảy ra đối với hệ thống ống chuẩn trực loại này.

4.1.4.2. Ống chuẩn trực hội tụ (converging collimator)

Các lỗ trong ống chuẩn trực hội tụ được sắp xếp sao cho chúng hội tụ vào một điểm nằm trước ống chuẩn trực như trong hình 4-7 (c).

Đó là cách sắp xếp ngược so với ống chuẩn trực phân kỳ. Trong thực tế, một số ống chuẩn trực có thể đảo ngược sao cho chúng có thể được dùng như là ống chuẩn trực phân kỳ hoặc ống chuẩn trực hội tụ. Trường quan sát của ống chuẩn trực hội tụ giảm đi khi tăng khoảng cách từ mặt ống chuẩn trực tới vật cần tạo ảnh. Ống chuẩn trực hội tụ tạo ra ảnh phóng to. Độ phóng to phụ thuộc vào thiết kế của ống chuẩn trực và khoảng cách từ mặt ống chuẩn trực tới vật cần tạo ảnh. Khi nguồn phóng xạ cách xa khỏi ống chuẩn trực, nó đi vào phạm vi quan sát của nhiều lỗ hơn, và điều này tạo ra độ nhạy tăng lên. Độ nhạy tăng lên tỷ lệ với bình phương khoảng cách từ mặt ống chuẩn trực. Do các thuộc tính độ nhạy và độ phóng đại của nó, ống chuẩn trực hội tụ rất hữu dụng cho tạo ảnh các cơ quan nhỏ, như là tuyến giáp, thận và tim. Tuy nhiên, ống chuẩn trực hội tụ có xu hướng tạo ra méo xung quanh các cạnh.

4.1.4.3. Ống chuẩn trực phân kỳ (diverging collimator)

Trong ống chuẩn trực phân kỳ, các lỗ trải rộng ra từ bề mặt tinh thể, như trong hình 4-7 (d).

Với cách sắp xếp lỗ như thế này, camera có thể tạo ảnh nguồn lớn hơn tinh thể. Ưu điểm chính của ống chuẩn trực phân kỳ là trường quan sát tăng lên. Tỉ lệ trường quan sát tăng lên theo khoảng cách phụ thuộc vào góc của

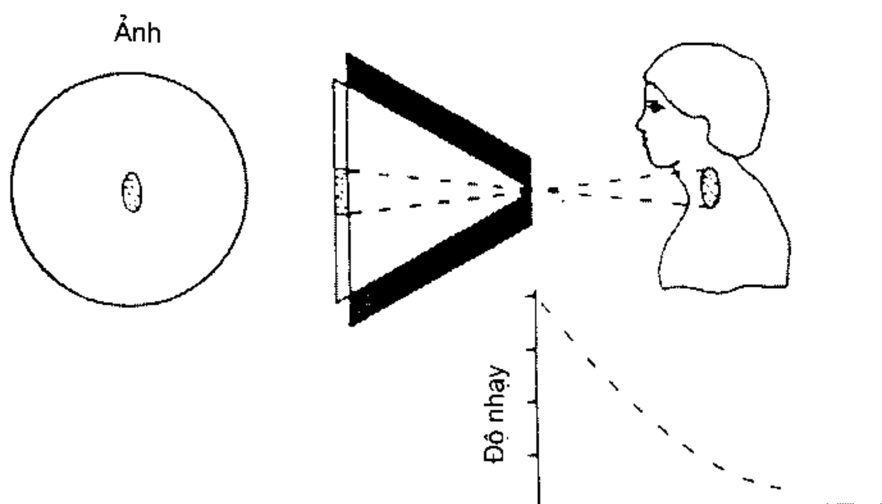
các lỗ. Đối với ống chuẩn trực phân kỳ loại thông thường, trường quan sát tại khoảng cách 15cm bằng xấp xỉ 1,6 lần trường quan sát tại bề mặt ống chuẩn trực.

Với ống chuẩn trực phân kỳ, ảnh tại bề mặt tinh thể nhỏ hơn kích thước thực của nguồn phóng xạ. Đối với một ống chuẩn trực đã cho, mức độ thu nhỏ tăng lên theo khoảng cách từ nguồn tới bề mặt ống chuẩn trực. Thay đổi của độ phóng đại theo khoảng cách có thể tạo ra méo trong ảnh, do các vật thể gần với camera bị làm nhỏ đi so với các vật thể tại khoảng cách lớn hơn so với bề mặt camera. Ví dụ, hai tổn thương giống nhau sẽ xuất hiện với kích thước khác nhau nếu chúng không được đặt tại cùng một khoảng cách so với camera.

Độ nhạy của camera gắn với ống chuẩn trực phân kỳ giảm đi theo khoảng cách giữa nguồn và camera. Khi nguồn phóng xạ rời khỏi bề mặt ống chuẩn trực, nó sẽ nằm trong trường quan sát của ít lỗ hơn, điều này làm giảm số photon tới tinh thể và giảm độ nhạy của camera.

4.1.4.4. Ống chuẩn trực điểm lỗ (pin-hole collimator)

Ống chuẩn trực điểm lỗ khác với các ống chuẩn trực khác là nó có một lỗ nhỏ chứ không phải là vài ngàn lỗ. Ống chuẩn trực điểm lỗ thông thường được chỉ ra trong hình 4-8.



***Hình 4-8:** Ống chuẩn trực điểm lỗ*

Nguyên tắc cơ bản của ống chuẩn trực này giống như nguyên tắc của camera điểm lỗ (pin-hole camera). "Thấu kính" của camera là một lỗ nhỏ (điểm lỗ) trong một vật liệu hấp thụ. Phóng xạ từ mỗi điểm trong cơ thể bị giới hạn bởi một điểm tương ứng trên tinh thể khi phóng xạ truyền qua lỗ. Nó tạo ra ảnh của nguồn trên bề mặt tinh thể.

Với ống chuẩn trực loại này, sự định hướng ảnh tại tinh thể bị đảo ngược so với nguồn. Trường quan sát của ống chuẩn trực điểm lỗ phụ thuộc rất nhiều vào khoảng cách giữa nguồn và ống chuẩn trực. Khi nguồn được đặt xa phía đằng trước của ống chuẩn trực bằng tinh thể, trường quan sát bằng với kích thước của tinh thể. Nếu nguồn được đặt gần hơn, ảnh sẽ được phóng đại. Độ phóng đại tăng lên khi nguồn tiến tới ống chuẩn trực. Do nó chỉ có một lỗ nên độ nhạy của ống chuẩn trực điểm lỗ nhỏ hơn các ống chuẩn trực nhiều lỗ. Độ nhạy cũng giảm khi khoảng cách giữa nguồn và điểm lỗ tăng lên. Trong nhiều camera, điểm lỗ có thể thay đổi. Lỗ to hơn cho độ nhạy lớn hơn, nhưng ảnh cũng mờ hơn.

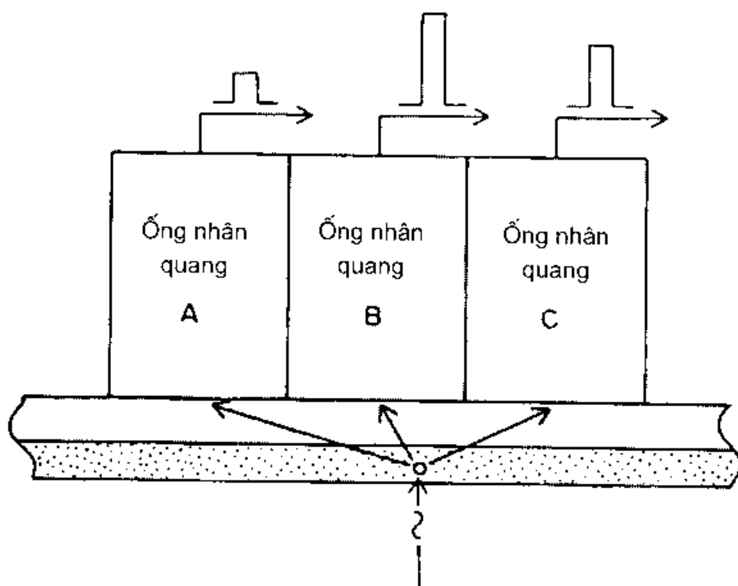
4.1.5. Mảng ống nhân quang (photomultiplier tube array)

Các ống nhân quang (PM-photomultiplier) thường được sắp xếp trong mảng sáu cạnh: số lượng điền đầy hoàn toàn một vùng diện tích tròn phụ thuộc vào mối liên hệ đường kính của vùng và các ống nhân quang. Số các ống nhân quang giống nhau để điền đầy một vùng diện tích hình tròn đã cho là 7, 19, 37, 61, 91... Gamma camera đầu tiên dùng 7 ống nhân quang. Qua quá trình phát triển của camera, cả kích thước mảng và số lượng ống nhân quang dần dần tăng lên.

Cùng với việc chuyển đổi ánh sáng từ tinh thể sang các xung điện và khuếch đại các xung, mảng ống nhân quang cũng phát hiện vị trí mỗi photon gamma bị hấp thụ trong tinh thể. Người ta cần các thông tin này để chuyển ảnh từ tinh thể tới thiết bị quan sát. Cách thức để đo đạc vị trí của của một tương tác photon được minh hoạ trong hình 4-9.

Giả thiết là một photon gamma bị hấp thụ trong tinh thể tại vị trí đã chỉ ra. Ánh sáng trải rộng khắp tinh thể, ống dẫn ánh sáng và được quan sát bởi một số các ống PM. Độ sáng của nguồn sáng (scintillation), được quan sát bởi một ống PM cụ thể, phụ thuộc vào khoảng cách giữa ống PM và nguồn sáng (scintillation). Trong hình minh hoạ, ống PM B gần nhất và thấy

nguồn sáng (scintillation) sáng nhất và nhận phần lớn tia sáng từ nó. Tương ứng nó tạo ra một xung điện tương đối lớn. Ống PM C nhận ít ánh sáng hơn và tạo ra xung điện nhỏ hơn. Do nằm xa nguồn sáng (scintillation), ống PM A thậm chí tạo ra xung điện nhỏ hơn nữa. Nói cách khác, khi một photon bị hấp thụ bởi tinh thể, số ống PM xung quanh một điểm cụ thể sẽ thấy ánh sáng và tạo ra xung điện. Kích thước tương đối của các xung từ các ống PM khác nhau biểu diễn vị trí của nguồn sáng (scintillation) hoặc photon gamma trong vùng ảnh.



Hình 4-9: Ba ống nhân quang thu một photon

4.1.6. Hình thành ảnh

Gamma camera cần lấy các xung từ mảng ống nhân quang và dùng chúng để hình thành nên ảnh. Chức năng này được thực hiện bởi một mạch điện tử. Chức năng đầu tiên của mạch điện tử này là lấy tất cả các xung điện tạo ra bởi một tương tác photon đơn và dùng chúng để tính toán, hay xác định vị trí của tương tác trong vùng ảnh. Biên độ của một xung biểu diễn vị trí của photon trong hướng nằm ngang và biên độ của xung khác chỉ ra vị trí dọc.

Chức năng thứ hai của mạch điện là kết hợp tất cả các xung ống PM vào một xung điện có biên độ biểu diễn năng lượng photon. Xung này được truyền tới bộ phân tích chiều cao xung (PHA - pulse height analyzer) trong thiết bị quan sát.

Chức năng của thiết bị quan sát là hình thành ảnh nhìn thấy từ các xung điện. Các thiết bị quan sát thông thường nhất tạo ra ảnh trên màn ống tia catốt (CRT). Trong CRT, ảnh được hình thành trên màn bởi một chùm tia điện tử đập vào màn từ phía sau. Ảnh thực tế được tạo ra bằng việc điều khiển vị trí của chùm tia điện tử. Khi chùm tia điện tử đập vào màn CRT, làm từ vật liệu huỳnh quang, nó tạo ra một điểm sáng nhỏ. Khi hai xung định vị tới CRT, chúng được dùng để định vị chùm tới vị trí tương ứng trên màn CRT. Nếu xung năng lượng nằm trong phạm vi thích hợp, để chuyển tới PHA, nó cũng được đưa tới CRT. Khi xung này tới CRT, nó bật chùm tia điện tử, ngay tức khắc gây ra một vết sáng nhỏ trên màn hình CRT. Vết sáng này là ảnh của một photon gamma tới từ cơ thể bệnh nhân. Quá trình này được lặp lại đối với mỗi photon được gamma camera thu nhận. Rất nhiều CRT có thể lưu trữ hoặc duy trì mỗi điểm sáng trong khi ảnh tổng thể đang được hình thành.

Thiết bị quan sát thường có một bộ điều khiển cường độ mà có thể được dùng để điều chỉnh độ sáng của mỗi điểm sáng. Bộ điều khiển này cũng điều chỉnh sự phơi sáng phim khi ảnh được chuyển từ CRT lên phim.

4.2. TẠO ẢNH BẰNG PHÁT XẠ POSITRON (POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY - PET)

4.2.1. Giới thiệu chung

Vào những năm 70 và 80 của thế kỉ trước, các thiết bị tạo ảnh bằng phát xạ positron (PET) chủ yếu được sử dụng cho mục đích nghiên cứu. Vào năm 1975, máy PET thương mại đầu tiên được đưa ra thị trường và đến năm 1990 thì chính thức được sử dụng trong lâm sàng.



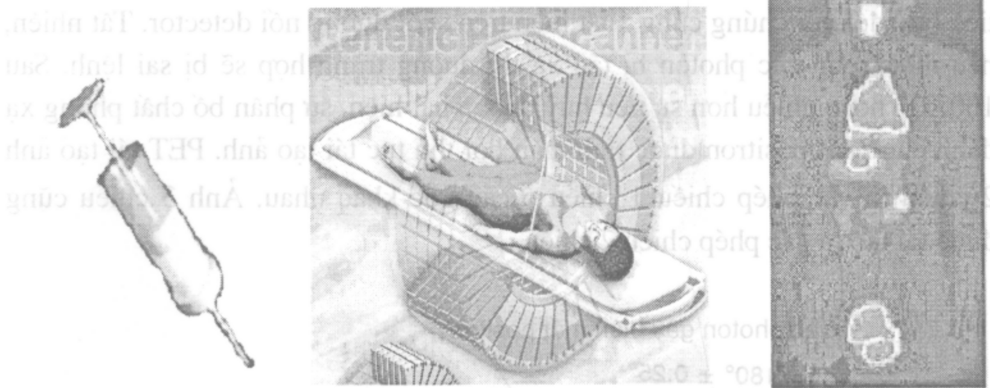
Hình 4-10: *Thiết bị tạo ảnh bằng phát xạ positron (PET) trong y tế*

Tạo ảnh PET bắt đầu bằng việc tiêm một chất phóng xạ dùng cho chẩn đoán bệnh vào cơ thể bệnh nhân.

Cơ sở hình thành ảnh PET:

Khi bị bệnh tật tấn công, tính chất hóa sinh của các mô và tế bào có thể thay đổi. Ví dụ đối với bệnh ung thư, các tế bào bắt đầu tăng trưởng với tốc độ rất nhanh, và để thực hiện điều đó nó lấy đường glucose. PET làm việc bằng cách sử dụng một lượng nhỏ chất phóng xạ đánh dấu về mặt hóa học đưa vào đường gluco hoặc một số hợp chất khác. Bệnh nhân được tiêm chất phóng xạ này. Sau một khoảng thời gian cần thiết để đồng vị phóng xạ hấp thụ vào cơ thể, bệnh nhân được đặt vào một đầu ghi bức xạ có khả năng ghi lại các lượng tử gamma phát ra từ cơ thể trong khi đồng vị phóng xạ phân rã. Thông tin này được thu nhận và sau đó chuyển thành các ảnh lát cắt bằng một thuật toán tái tạo. Nếu một vùng trong một cơ quan bị ung thư, tín hiệu này sẽ mạnh hơn là các vùng mô bao quanh. Một thiết bị ghi lại các tín hiệu này và chuyển chúng thành ảnh hóa chất và chức năng.

Thông tin chẩn đoán liên quan đến sự thu nhận các ảnh sinh lý dựa trên sự phát hiện các positron.



Tiêm chất đồng vị phóng xạ đánh dấu vào cơ thể bệnh nhân — Thu nhận tín hiệu phát ra từ cơ thể bệnh nhân — Tái tạo ảnh

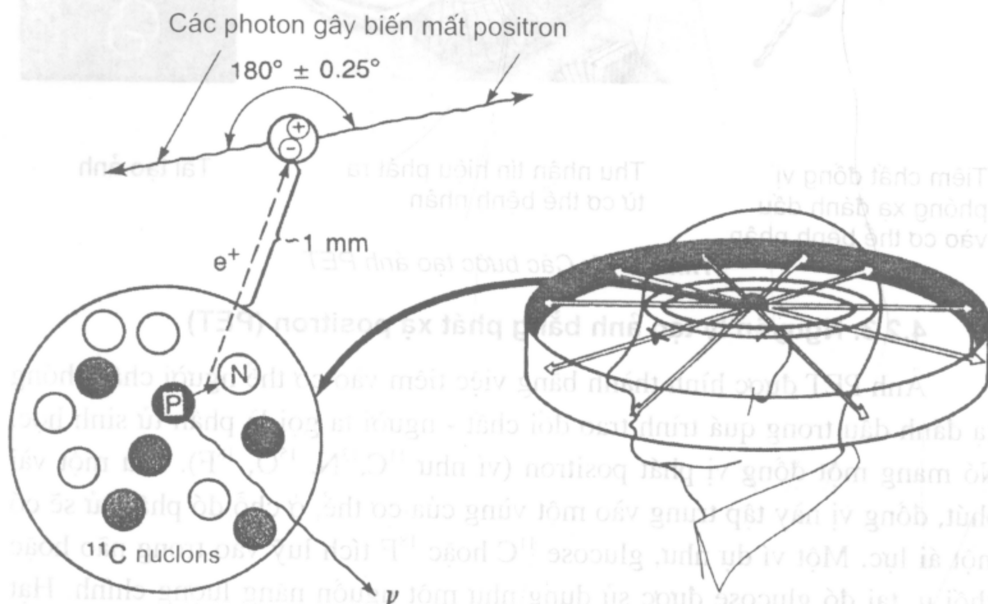
Hình 4-11: *Các bước tạo ảnh PET*

4.2.3. Nguyên lý tạo ảnh bằng phát xạ positron (PET)

Ảnh PET được hình thành bằng việc tiêm vào cơ thể người chất phóng xạ đánh dấu trong quá trình trao đổi chất - người ta gọi là phân tử sinh học. Nó mang một đồng vị phát positron (ví như ^{11}C, ^{13}N, ^{15}O, ^{18}F). Sau một vài phút, đồng vị này tập trung vào một vùng của cơ thể, ở chỗ đó phân tử sẽ có một ái lực. Một ví dụ như, glucose ^{11}C hoặc ^{18}F tích luỹ vào trong não hoặc khối u, tại đó glucose được sử dụng như một nguồn năng lượng chính. Hạt nhân phóng xạ sau đó phân rã bởi sự phát xạ positron. Trong sự phát xạ positron, một proton hạt nhân biến đổi thành một điện tử dương (positron) và một neutron: $p \rightarrow n + e^{+}$. Nguyên tử duy trì khối lượng nhưng số nguyên tử bị giảm đi một, positron phát xạ kết hợp ngay với một điện tử và hai hạt đó lại tiếp tục trải qua quá trình phân huỷ. Năng lượng (E) của cả positron và các hạt điện tử là 1.022 MeV, quan hệ giữa E và m (khối lượng của chúng) tuân theo đúng công thức $E = mc^2$, trong đó c là vận tốc ánh sáng. Năng lượng này được chia bằng nhau cho hai photon mà đường bay của chúng là ngược chiều nhau. Mỗi photon có năng lượng 511 KeV.

Những tia γ có năng lượng lớn thoát ra ngoài cơ thể ở các hướng đối diện, được phát hiện bằng một dãy các detector gắn xung quanh bệnh nhân (hình 4-12). Khi hai photon được ghi lại đồng thời bởi một cặp detector thì sự

tiêu huỷ đối với chúng cũng xuất hiện trên suốt đường nối detector. Tất nhiên, nếu một trong các photon bị tán xạ thì đường trùng hợp sẽ bị sai lệnh. Sau 100.000 hoặc nhiều hơn sự tiêu huỷ được phát hiện, sự phân bố chất phóng xạ đánh dấu phát positron được tính toán bởi thủ tục tái tạo ảnh. PET tái tạo ảnh 2 chiều từ các phép chiếu 1 chiều ở các góc khác nhau. Ảnh 3 chiều cũng được tái tạo từ các phép chiếu 2 chiều.



Hình 4-12: Phương pháp tạo ảnh bằng phát xạ positron

Tạo ảnh bằng phát xạ positron PET sử dụng cyclotron tạo ra chất đồng vị β^+ để hình thành ảnh, nó cho phép tự chuẩn trực (self-collimation), điều này cải thiện độ nhạy phát hiện một cách đáng kể. Tạo ảnh bằng phát xạ positron thường có độ nhạy lớn nhất trong các phương thức tạo ảnh.

4.2.3. Thiết bị tạo ảnh

Cấu hình của một PET scanner điển hình gồm một detector lớn với một lỗ tròn ở giữa để cơ thể bệnh nhân có thể được đưa vào trên một bàn chuyển động (hình 4-10).

Các linh kiện quang học, điện tử và cơ khí phức tạp bên trong hệ thống dùng để thu nhận dữ liệu. Bức xạ gamma được phát hiện bởi việc quay hay

dừng mảng detector quang-điện tử, mảng này còn được gọi là các gamma - hay anger - camera.

Có 3 yêu cầu chính đối với tạo ảnh bằng phương pháp phát xạ positron, đó là:

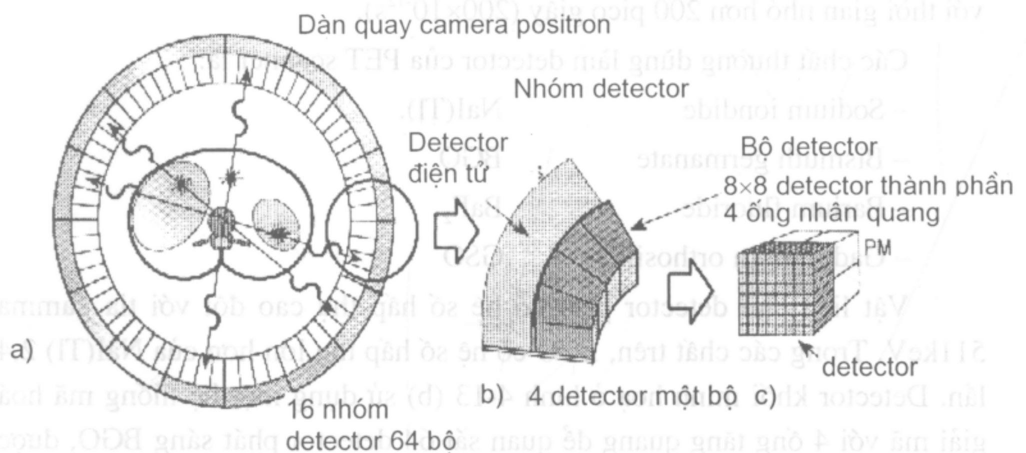
– Phân biệt bức xạ gamma phát theo hai hướng đối diện nhau (tạo thành góc 180°) với các photon gamma ban đầu không do phát xạ positron.

– Xác định góc mà bức xạ di chuyển.

– Thiết lập lại sự phân bố độ phóng xạ.

4.2.3.1. Thiết bị tạo ảnh positron

Thiết bị cơ bản được minh hoạ ở hình 4-13 bao gồm 64 detector NaI(Tl) được nối với các ống nhân quang, và được sắp xếp trên một vòng tròn, vòng sáu cạnh hay vòng trực giao. Hai detector đối diện nhau phát hiện hai tia gamma phát ra từ bệnh nhân cùng tới một lúc. Trường quan sát được xác định bởi độ rộng mảng detector. Trong hệ thống PET, kích thước detector càng nhỏ thì độ phân giải không gian càng tốt.



***Hình 4-13**: (a) Một máy quét phát xạ positron cơ bản với mảng detector tròn, mảng này gồm 16 nhóm, mỗi nhóm gồm 4 detector, được chế tạo từ NaI(Tl) hoặc bitmut germanate (BGO). (b) Mỗi nhóm 4 lại được hình thành từ 8×8 detector riêng biệt.*

Khi một positron được phát ra từ hạt nhân thì hầu như ngay lập tức nó đạt được 1 mm hoặc 2 mm trong mô, kết hợp cùng với một electron để tạo thành 2 tia gamma 511 keV. Hai tia này di chuyển theo hai hướng ngược

nhau và được phát hiện cùng lúc bởi hai detector. Điều này có nghĩa là ảnh được hình thành mà không có collimator. Hệ thống tạo ảnh sử dụng tính chất phát xạ positron sẵn có tại một thời điểm. Chúng bao gồm một vòng detector. Các tia tới cùng lúc được phát hiện bởi một cặp detector nào đó. Dữ liệu thu nhận được lưu trữ trong một dạng so với phương pháp tạo ảnh SPECT và thuật toán tương tự được sử dụng để tái tạo, bởi vậy mỗi ảnh được tạo thành bởi một lớp cắt.

4.2.3.2. Đánh giá thời gian bay (TOF)

Kết hợp thời gian bay vào quá trình tái tạo ảnh có thể cải thiện độ phân giải một cách đáng kể. Nếu bức xạ cùng lúc phát ra từ tâm của nguồn (đầu bệnh nhân) thì hai tia gamma sẽ tới hai detector đối diện vào cùng một thời điểm. Tuy nhiên nếu positron bị tiêu huỷ là tại bề mặt của nguồn thì các tia gamma phát ra cùng lúc sẽ tới detector vào hai thời điểm khác nhau. Bởi vì chúng di chuyển bằng tốc độ ánh sáng rất nhanh nên cần thiết phải có một mạch định thời. Các hệ thống hiện nay có khả năng xử lý các tia tới riêng rẽ với thời gian nhỏ hơn 200 pico giây (200×10^{-12}s).

Các chất thường dùng làm detector của PET scanner là:

- Sodium iondide NaI(Tl).
- Bismuth germanate BGO
- Barium fluoride BaF_2
- Gadolinium orthosilicat GSO

Vật liệu làm detector phải có hệ số hấp thụ cao đối với tia gamma 511keV. Trong các chất trên, BGO có hệ số hấp thụ lớn hơn của NaI(Tl) 2,4 lần. Detector khối minh hoạ ở hình 4-13 (b) sử dụng một hệ thống mã hoá giải mã với 4 ống tăng quang để quan sát 64 detector phát sáng BGO, được sắp xếp trong một ma trận 8×8 (hình 4-13 (c)). Nó đưa ra 8 vòng hiệu quả cho detector sao cho tất cả mọi phần đều được thu nhận mà không phải dịch chuyển bệnh nhân. Các dữ liệu cực đại thu được vào khoảng 1 triệu tia tới mỗi giây.

Xử lý ảnh thường chiếm khoảng 10 giây. Các tín hiệu này được giải mã về vị trí, thời gian và năng lượng của các tia được phát hiện. Bộ mã hoá

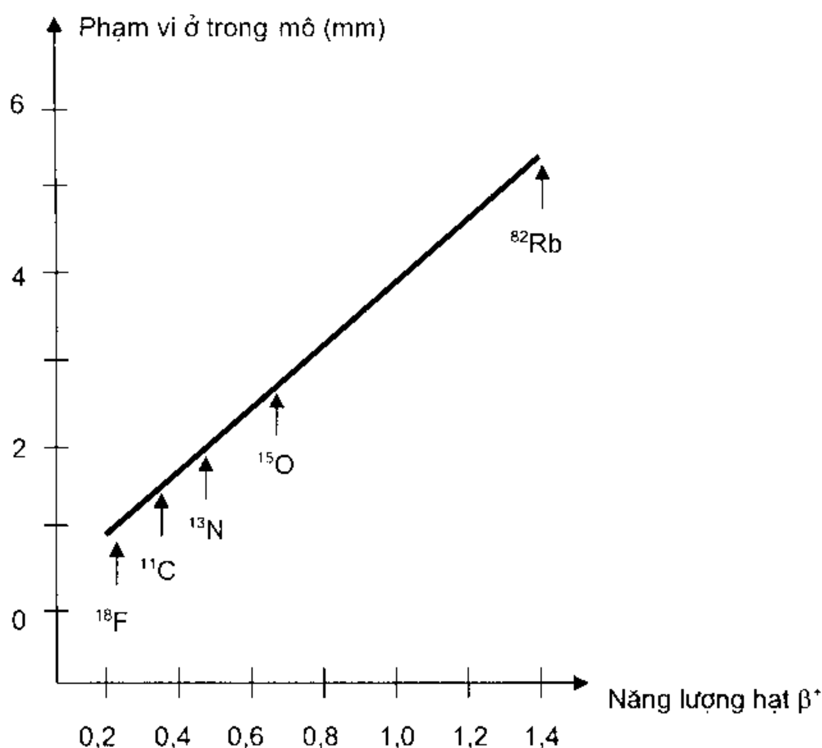
thời gian xác định thời gian của tia 511 keV trong vòng 2 nano giây xuất hiện của nó. Các tia này được ghi lại bởi các detector cùng lúc được sử dụng theo cách tương tự với chụp cắt lớp điện toán để tái tạo các lớp cắt quanh trục. Độ chính xác của quá trình tái tạo phụ thuộc vào số lượng detector trong vòng detector. Một hệ thống PET thông thường gồm 300 detector.

4.2.3.3. Các hạt nhân phát xạ positron

Hình 4-14 biểu thị năng lượng β^+ và khoảng cách trung bình hạt đi được trước khi bị huỷ. Các positron phát ra đánh mất gần hết năng lượng của chúng sau khi đi được vài milimét trong mô trước khi bị kết hợp với một electron tự do và phát ra bức xạ đặc trưng. Sự chuyển động của các positron này từ nguồn phát ra nó là nhân tố hạn chế độ phân giải ảnh và khi năng lượng của positron tăng lên (so sánh giữa ^{18}F và ^{82}Rb) thì khoảng cách giữa các hạt ban đầu và quá trình hạt biến mất cuối cùng cũng là đáng kể. Bảng 4.2 đưa ra danh sách các cyclotron và các máy phát ra các chất phát xạ positron. Các chất này đều tốt nhưng chu kỳ bán rã của chúng là điều đáng phải quan tâm.

Bảng 4-2 - Cyclotron và máy phát phóng xạ

Hạt nhân	*$T_{1/2}$ (phút)*	*Lượng β^+ (%)*	*Năng lượng β^+ (MeV)*
Cyclotron			
^{15}O	2,04	99,9	0,735
^{13}N	9,96	99,8	0,491
^{11}C	20,4	99,8	0,385
^{18}F	109,80	96,9	0,242
Máy phát			
^{68}Ga	68,1	89	0,740
^{82}Rb	76,4	95	1,409
^{62}Cu	9,74	97	1,280
^{52m}Mn	21,1	97	1,130
^{122}I	3,62	77	1,087



Hình 4-14: *Khoảng cách các hạt positron đi được ở trong mô. Nó sẽ làm giảm độ phân giải ảnh bởi vì các positron ban đầu và các bức xạ bị phân huỷ cuối cùng là không trùng nhau.*

4.2.3.4. Các hoá chất phát xạ positron

Các chất này được cung cấp bởi hầu hết các nhà sản xuất cyclotron để đơn giản hoá các sản phẩm của các hợp chất được dán nhãn. Một số hợp chất phổ biến có thể được sản xuất nhanh chóng "on-line" được chỉ ra ở bảng 4-3. Một số trong đó là tiền đề cho các hợp chất phức tạp khác như carbonmonoxit, carbon dioxit và nước được sử dụng trực tiếp để đo dòng chảy của máu cục bộ.

Bảng 4-3 - Các hợp chất phát xạ positron

Chất phát xạ positron	Hợp chất được dán nhãn	Liều (mSv)
^{11}C	^{11}CO $^{11}CO_2$ ^{11}CN- $^{11}CH_3I$ $H^{11}CHO$	0,05-0,2
^{13}N	^{13}N-N_2 $^{13}NH_3$	0,002-0,05
^{15}O	^{15}O-O_2 $H_2{}^{15}O$ $C^{15}O$ ^{15}O- CO_2	0,02-0,2
^{18}F	^{18}F-F_2 $H^{18}F$ ^{18}F-	0,5

4.2.3.5. Chất lượng ảnh

Độ phân giải và độ tương phản của ảnh PET tốt hơn ảnh được tạo thành bởi phương pháp tạo ảnh SPECT (tạo ảnh bằng phát xạ photon đơn), và sự phát triển các phần mềm hiện nay cho phép cả phần đối xứng dọc và đối xứng ngang kết hợp với các ảnh cắt qua trục có chất lượng cao. Sự thuận lợi của phương pháp tạo ảnh bằng PET trong y học hạt nhân là:

– Chọn một trong các đồng vị quan trọng về mặt sinh học: ^{11}C, ^{13}N, ^{15}O.

– Các đồng vị này có thể sát nhập vào các phân tử sinh học mà không làm thay đổi cấu trúc của chúng: glucose, DOPA, alkaloid,...

– Độ nhạy cao (cao hơn độ nhạy của SPECT khoảng 1000 lần), điều đó có nghĩa là các chất nguy hiểm, chất gây nghiện hay chất độc có thể dán nhãn và các cơ quan bia (*target organ*) hay các vị trí phải nhận phóng xạ sẽ được chỉ định ở mức picogram (10^{-12} g).

– Các chất phóng xạ với chu kỳ bán rã rất ngắn sẽ cho liều rất nhỏ tới bệnh nhân. Tuy nhiên, để phân phối liều liên tục thì người ta thường dùng một cyclotron.

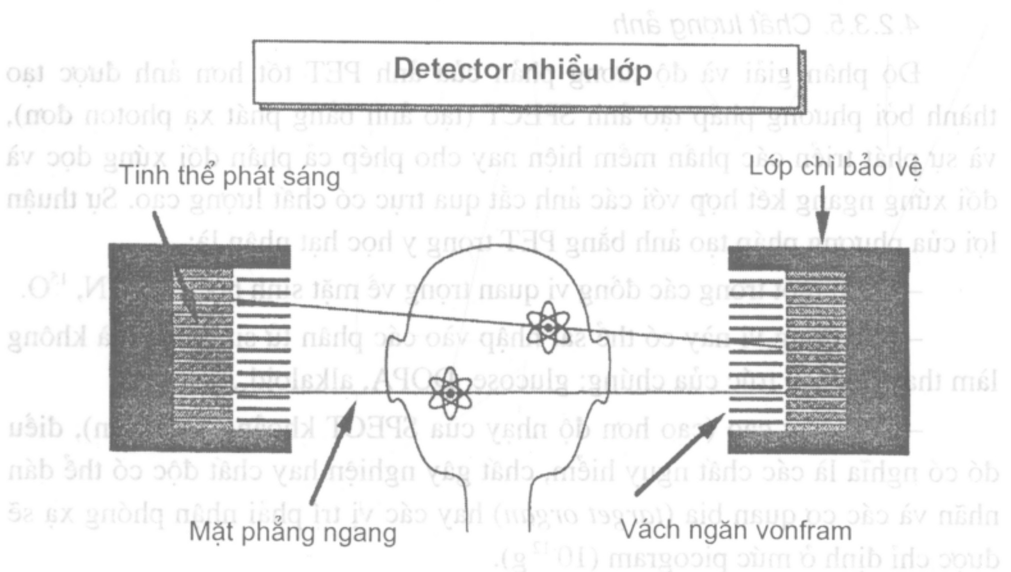
– Vị trí chính xác hơn của tia tới cho độ phân giải rất cao (theo lý thuyết là 3 mm), trên thực tế là 5 mm, cao hơn rất nhiều so với các ảnh SPECT.

– Sửa lỗi suy giảm một cách chính xác có thể được áp dụng đối với dữ liệu sao cho xác định số lượng độ hoạt động có thể được thực hiện.

4.2.4. PET Detector

Các photon năng lượng cao phát ra từ cơ thể bệnh nhân va chạm với các tinh thể nhấp nháy (scintillation crystal), tinh thể này biến đổi photon năng lượng cao thành photon ánh sáng và một ống nhân quang để sinh ra một xung dòng điện khuếch đại tỷ lệ với lượng photon ánh sáng va chạm với catốt quang. Các photon này được thu nhận bởi các ống nhân quang nối với các tinh thể.

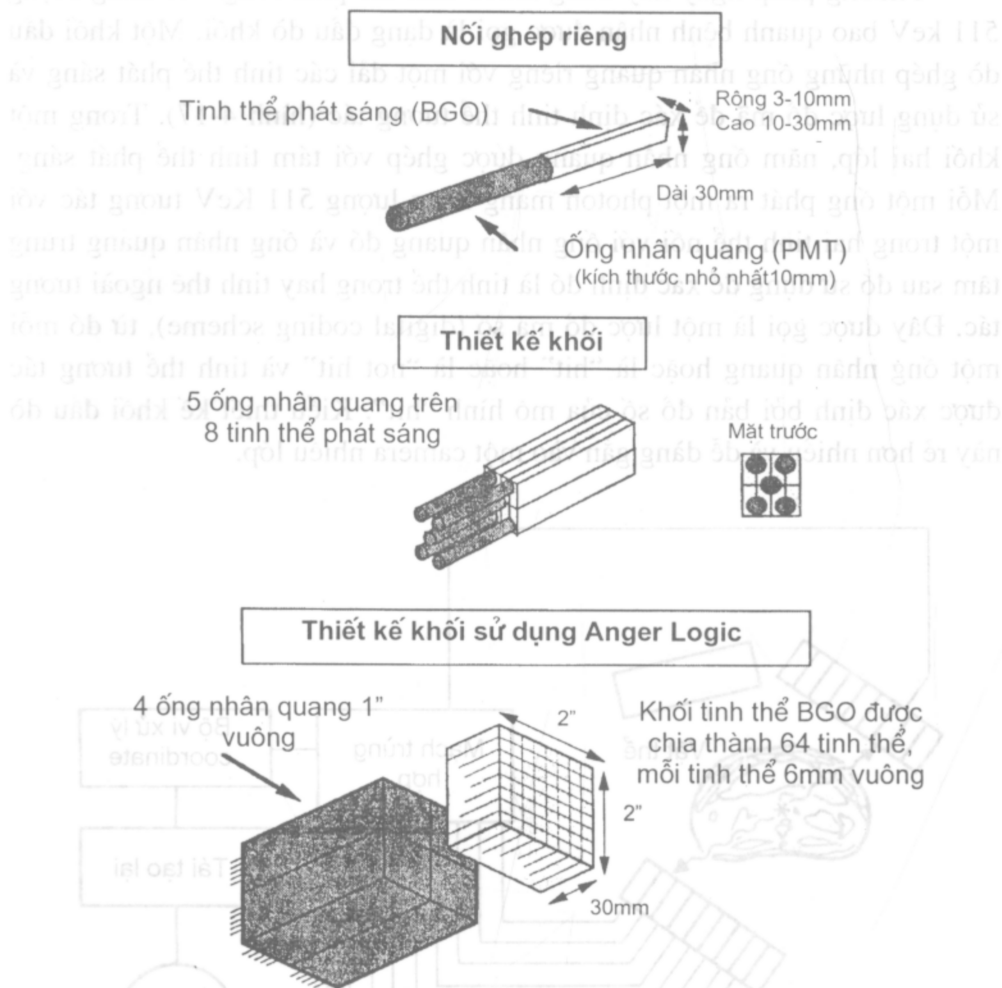
Thực tế, độ nhạy của hệ thống ảnh tỷ lệ với bình phương hiệu suất detector, đây là một yêu cầu quan trọng để detector đạt được hiệu suất 100 %. Vì vậy các hệ thống detector khác, như các chất phát sáng plastic (plastic scintillator) hoặc các khoang dây chứa đầy khí với hiệu suất riêng là ≤ 20%, chỉ có hiệu suất ≤ 4%.



Hình 4-15: Hầu hết các camera PET hiện đại là loại nhiều lớp với 15 ÷ 47 mức hoặc nhiều lớp biến đổi dọc.

Hầu hết các camera PET hiện đại là loại nhiều lớp với 15 ÷ 47 mức hoặc nhiều lớp biến đổi dọc để tái tạo lại hình 4-15. Độ nhạy của kiểu thiết

kế này được cải thiện bởi sự thu nhận dữ liệu từ các mặt cắt ngang. Sự lắp đặt chất phát sáng và ống quang điện như hình 4-16.

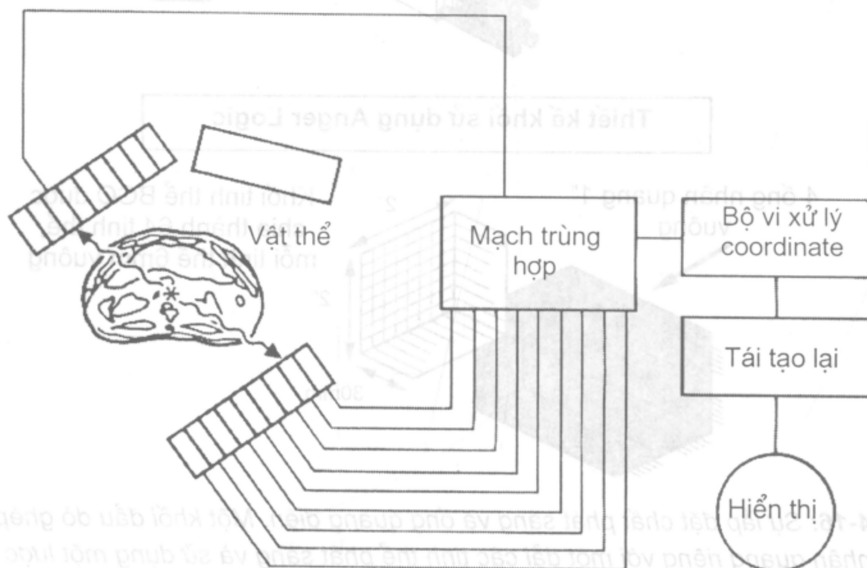


Hình 4-16: Sự lắp đặt chất phát sáng và ống quang điện. Một khối đầu dò ghép vài ống nhân quang riêng với một dải các tinh thể phát sáng và sử dụng một lược đồ mã để xác định tinh thể tương tác. Trong một khối hai lớp, năm ống nhân quang được ghép tới tám tinh thể phát sáng.

Sự thiết kế ghép nối riêng cho phép độ phân giải rất cao và vì sự thiết kế này là song song (tất cả các ống nhân quang và tinh thể phát sáng hoạt động độc lập), nên nó chấp nhận được lượng dữ liệu vào lớn. Điểm bất lợi của kiểu thiết kế này là đòi hỏi nhiều ống nhân quang nên giá thành cao, và thêm nữa

là việc nối xung quanh ống nhân quang tới tinh thể phát sáng hình chữ nhật khó khăn bởi vì đường kính phải đủ nhỏ để đặt khít vào tinh thể phát sáng.

Phương pháp ngày nay dùng nhiều tinh thể phát sáng cho năng lượng 511 keV bao quanh bệnh nhân được gọi là dạng đầu dò khối. Một khối đầu dò ghép những ống nhân quang riêng với một dải các tinh thể phát sáng và sử dụng lược đồ mã để xác định tinh thể tương tác (hình 4-17). Trong một khối hai lớp, năm ống nhân quang được ghép với tám tinh thể phát sáng. Mỗi một ống phát ra một photon mang năng lượng 511 KeV tương tác với một trong hai tinh thể nối với ống nhân quang đó và ống nhân quang trung tâm sau đó sử dụng để xác định đó là tinh thể trong hay tinh thể ngoài tương tác. Đây được gọi là một lược đồ mã số (digital coding scheme), từ đó mỗi một ống nhân quang hoặc là "hit" hoặc là "not hit" và tinh thể tương tác được xác định bởi bản đồ số của mô hình "hit". Kiểu thiết kế khối đầu dò này rẻ hơn nhiều và dễ dàng gắn vào một camera nhiều lớp.



Hình 4-17: *Sơ đồ khối của hệ thống PET (với 2 detector)*

Tuy nhiên, các lỗi trong lược đồ giải mã làm giảm độ phân giải không gian và khối nguyên vẹn bị "chết" nếu một trong số các tinh thể nhỏ bị phá huỷ bởi một photon. Các mạch điện tử cần thiết để giải mã đầu ra của khối không phức tạp nhưng sẽ phức tạp hơn nếu đó là kiểu ghép nối riêng.

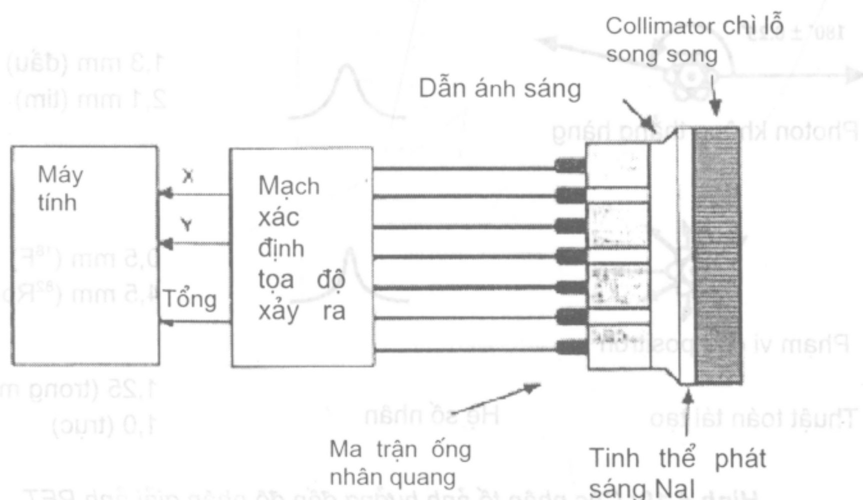
Hầu hết các lược đồ giải mã của khối đầu dò là lược đồ giải mã tương tự, trong đó hệ số đầu ra ánh sáng được sử dụng để xác định tinh thể tương tác. Trong ví dụ trên, bốn ống nhân quang được ghép tới khối tinh thể BGO, khối tinh thể BGO được tạo thành từ 64 tinh thể "riêng biệt". Bề dày của các lớp cắt là giới hạn; các lớp cắt sâu có xu hướng hội tụ ánh sáng nhấp nháy trên bề mặt của một ống nhân quang đơn; các lớp cắt mỏng có xu hướng phân tán ánh sáng trên tất cả bốn ống nhân quang. Dạng lược đồ này khó thực hiện hơn mã số. Các hệ số ánh sáng tương tự yêu cầu trên ống nhân quang là tuyến tính và đồng đều trên tất cả các tinh thể phát sáng. Tuy nhiên, hầu hết các camera PET lại sử dụng lược đồ mã tương tự bởi vì nó rẻ hơn, số ống nhân quang đòi hỏi thấp hơn.

Trên hình 4-17, mô tả sơ đồ khối của hệ thống PET. Các cặp detector được bố trí xung quanh đối tượng khảo sát. Lưu ý là trên hình vẽ chỉ mô tả một cặp detector.

4.2.5. Ống nhân quang

Khi một xung ánh sáng được tạo bởi tinh thể phát sáng, nó đi tới gặp ống nhân quang nhạy vị trí, ống này sẽ chuyển xung ánh sáng tới thành một tín hiệu điện đã được khuếch đại.

Một ống nhân quang gồm một cathode quang, cathode này phát ra electron thông qua hiệu ứng quang điện khi các photon tới đập vào nó. Một electron tới đập vào dinode và giải phóng một số electron thêm vào, các electron này sau đó được gia tốc tới dinode tiếp theo. Quá trình này sẽ được lặp lại một vài lần.

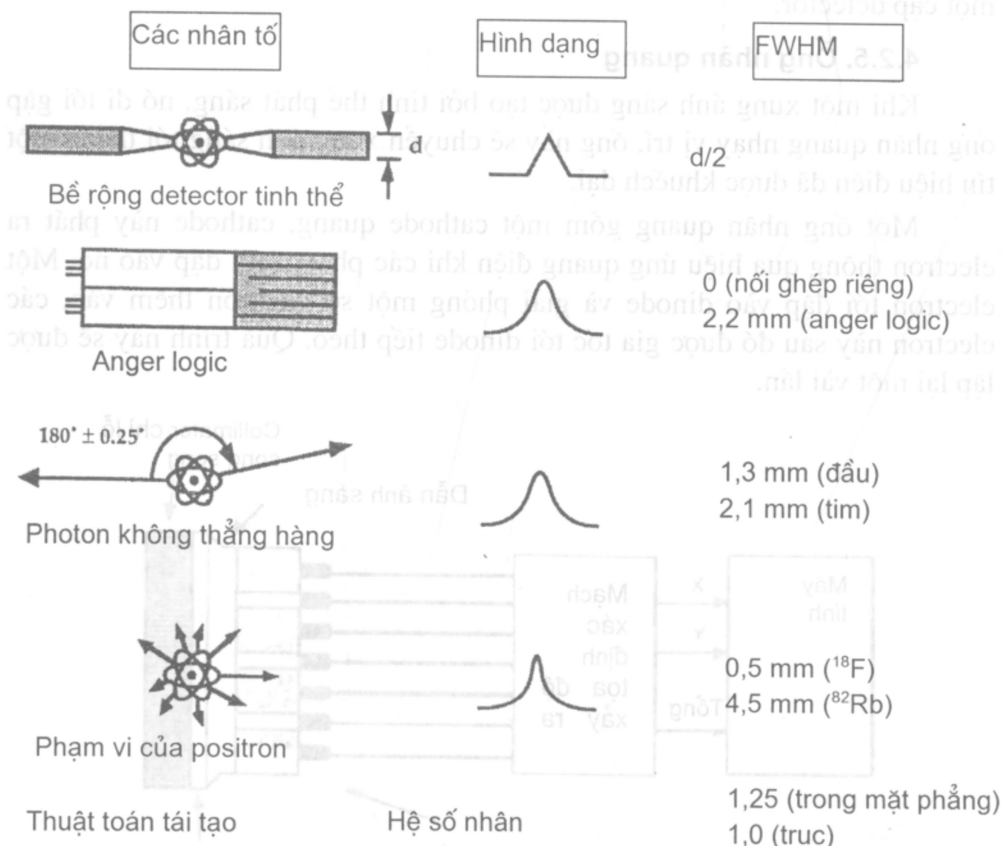


Hình 4-18: Sơ đồ khối của hệ thống PET (với 2 detector)

4.2.6. Các nhân tố ảnh hưởng đến độ phân giải

Các nhân tố ảnh hưởng đến độ phân giải không gian của PET được chỉ ra trên hình 4-19. Kích cỡ của đầu dò bị giới hạn trong việc xác định độ phân giải hình học của hệ thống. Nếu dạng khối được sử dụng, độ phân giải hình học của một tinh thể BGO giảm đi 2,2 mm. Sự giảm này đúng với đầu ra ánh sáng bị giới hạn của tinh thể BGO và hệ số tinh thể trên ống quang điện.

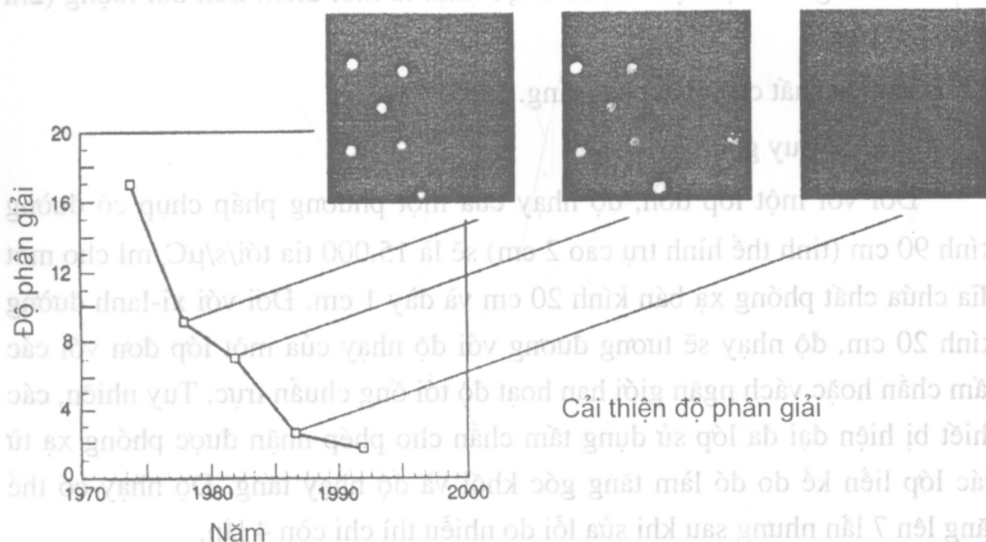
Góc giữa các đường đi của các photon bị tiêu huỷ có thể lệch đi 180° giống như kết quả chuyển động fermi tại thời điểm phá huỷ. Độ phân giải cũng giảm khi đường kính vòng đầu dò giảm. Bởi vậy nhân tố này có một ý nghĩa quan trọng.



Hình 4-19: Các nhân tố ảnh hưởng đến độ phân giải ảnh PET

Khoảng cách positron chuyển động sau khi được phát ra từ các hạt nhân và trước khi xảy ra phá huỷ gây ra sự giảm độ phân giải không gian. Khoảng cách này phụ thuộc vào từng hạt nhân. Ví dụ, như dải mờ bởi ^{18}F, đồng vị sử dụng cho nghiên cứu PET dòng, là khá nhỏ so với các đồng vị khác. Từ các giá trị tổ hợp lại từ các hạt nhân này đối với PET- 600, chúng ta có thể ước lượng được độ phân giải không gian của một cặp đầu dò là 2,6 mm. Độ phân giải đo được từ hệ thống là 2,6 mm, nhưng theo hầu hết phương pháp chụp ảnh sử dụng đầu dò khối thì độ phân giải của hệ thống này là trên 5 mm. Sự cải thiện độ phân giải thấy như trên hình 4-20.

Sự cải thiện độ phân giải như đã nói ở trên gắn liền với kết quả của phương pháp chụp xuyên tâm. Độ phân giải tại đường viền đối tượng (bệnh nhân) nhỏ hơn bởi tất cả các nhân tố. Thứ nhất, đường bay của photon từ một biến cố phá huỷ lệch tâm ngang nhiều hơn một tinh thể đầu dò. Những kết quả này trong sự giãn dài của độ phân giải trải ra suốt bán kính của mặt trục ngang. Sự giảm độ phân giải phụ thuộc vào mật độ tinh thể và đường kính của vòng đầu dò. Đối với hệ thống có đường kính 60 cm, độ phân giải theo trục giảm từ 2 đến 10 cm.



Hình 4-20: *Sự cải thiện độ phân giải.*

4.2.7. Độ nhạy

Độ nhạy là phép đo khả năng của hệ thống ảnh thu nhận các tia tới đồng thời và có đơn vị tính bằng tốc độ đếm trên một đơn vị mật độ phóng xạ. Nó được đo bằng cách đặt khối hạt nhân phóng xạ đã biết trong một xilanh có đường kính 20cm chứa đầy nước. Xi-lanh này được hiểu như là một phantom, được đặt trong máy chụp để đo tốc độ của các tia tới đồng thời. Độ nhạy cao rất quan trọng vì quá trình tạo ảnh bức xạ liên quan đến việc đếm mỗi tia tới và dữ liệu thu được sẽ nhỏ hơn 1000 lần so với máy CT. Hầu hết các hệ thống tạo ảnh này đều có hiệu suất thu nhận cao đối với các photon 511 keV tới detector (>90%). Do đó độ nhạy chủ yếu được xác định bằng các yếu tố hình học, ví dụ như góc khối đối diện với hệ thống nhận ảnh:

$$S = \frac{A\varepsilon^2\gamma \times 3.7\times 10^4}{4\pi r^2} \text{ (tia tới/s)/(mCi/cc)}$$

Trong đó:

r: bán kính vòng chụp.

A: vùng của vật liệu đầu dò được nhìn từ mỗi điểm trên đối tượng (2πr x độ mở trục).

ε: hiệu suất của chất phát sáng.

γ: hệ số suy giảm.

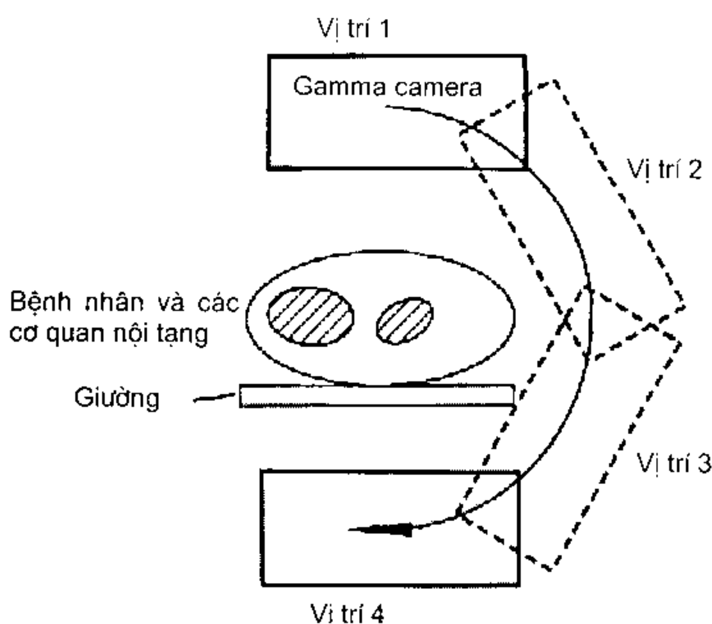
Đối với một lớp đơn, độ nhạy của một phương pháp chụp có đường kính 90 cm (tinh thể hình trụ cao 2 cm) sẽ là 15.000 tia tới/s/μC_i/ml cho một đĩa chứa chất phóng xạ bán kính 20 cm và dày 1 cm. Đối với xi-lanh đường kính 20 cm, độ nhạy sẽ tương đương với độ nhạy của một lớp đơn với các tấm chắn hoặc vách ngăn giới hạn hoạt độ tới ống chuẩn trực. Tuy nhiên, các thiết bị hiện đại đa lớp sử dụng tấm chắn cho phép nhận được phóng xạ từ các lớp liền kề do đó làm tăng góc khối và độ nhạy tăng. Độ nhạy có thể tăng lên 7 lần nhưng sau khi sửa lỗi do nhiễu thì chỉ còn 4 lần.

4.3. TẠO ẢNH BẰNG PHÁT XẠ PHOTON ĐƠN (SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY - SPECT)

Các ảnh được tạo ra từ phương pháp phát xạ photon đơn đầu tiên được tạo ra từ đầu những năm 60 của thế kỷ XX, sử dụng các detector quét riêng biệt; phương pháp tạo ảnh này được hình thành trước chụp cắt lớp điện toán bằng tia X. Sự cải tiến thiết kế của gamma camera (tính đồng nhất của trường) đã khẳng định nó là một thiết bị cắt lớp được lựa chọn, bởi vì nó cho rất nhiều lớp cắt theo nhiều hướng (dọc trục, mặt cắt thẳng đứng dọc ở chính giữa (saggital), hình vành (coronal) và quan sát các phần xiên).

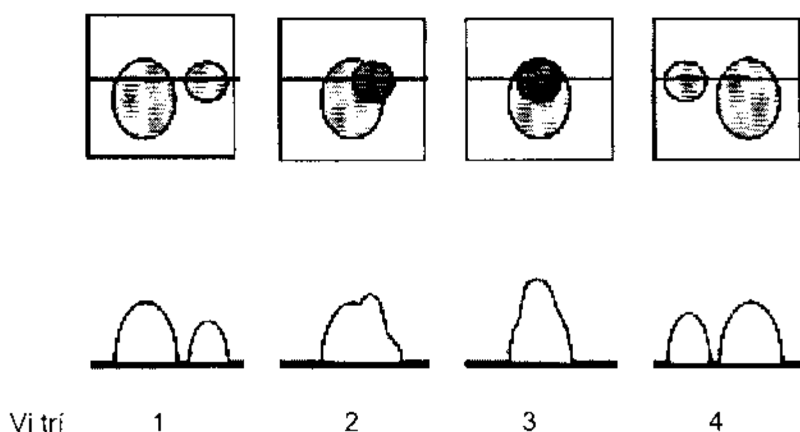
Một gamma camera được sử dụng để tạo ra các ảnh ba chiều. Dữ liệu được thu nhận từ một gamma camera quanh một bệnh nhân (hình 4-21).

Quá trình này tạo ra một chuỗi các ảnh. Để tạo ra một ảnh của một lớp cắt qua bệnh nhân, một profile được lấy ra từ mỗi ảnh (hình 4-22). Các lớp cắt này được lấy làm một phần chiếu (projection) của sự phân bố độ hoạt động. Một thuật toán tái tạo được sử dụng để tái tạo ảnh của sự phân bố chất phóng xạ qua bệnh nhân.



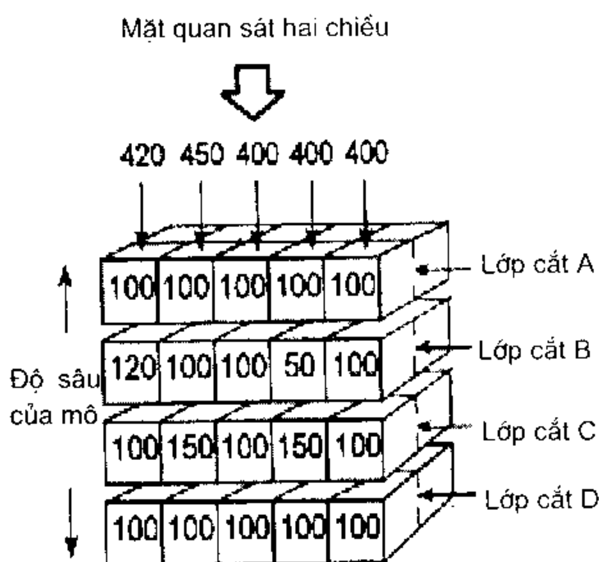
Hình 4-21: *Detector của gamma camera quay quanh bệnh nhân cho phép tạo ra ảnh ba chiều*

Sự tính toán lớp cắt có thể được thực hiện với tất cả các profile trong ảnh này. Trên thực tế có nghĩa là một ảnh ba chiều luôn luôn được tạo ra. Đối với thuật toán tái tạo để sửa lỗi, không tính đến sự suy giảm của các tia gamma và độ phân giải của camera phải không phụ thuộc vào khoảng cách từ bộ chuẩn trực tới cơ thể và không có tia tán xạ. Không có điều kiện nào là đúng. Mặc dù thuật toán tái tạo (filtered back-projection) hoạt động tốt, tuy vậy nhưng các ảnh cuối cùng vẫn không chính xác về số lượng. Trên nguyên tắc, nếu cung cấp hệ số suy giảm qua một vật thì thuật toán tái tạo có thể được thay đổi để tạo nên các ảnh đúng khi có tính đến sự suy giảm và độ phân giải không đổi và không tính đến tia tán xạ.



Hình 4-22: *Các profile độ hoạt động lấy tại 4 vị trí ở hình 4-21.*

Tạo ảnh bằng phương pháp phát xạ photon đơn có rất nhiều thuận lợi, có lẽ một trong các thuận lợi chính là tách riêng được các vùng giao thoa chồng lên nhau thường gặp ở quan sát ảnh hai chiều. Bằng cách lấy đi phần nằm đè lên ảnh nền, độ tương phản ảnh có thể được cải thiện một cách đáng kể. Hình 4-23 minh họa độ tương phản ảnh có thể được cải thiện như thế nào bằng cách quan sát các lớp cắt riêng rẽ so với ảnh được đưa ra trong phương pháp tạo ảnh hai chiều (planar image).

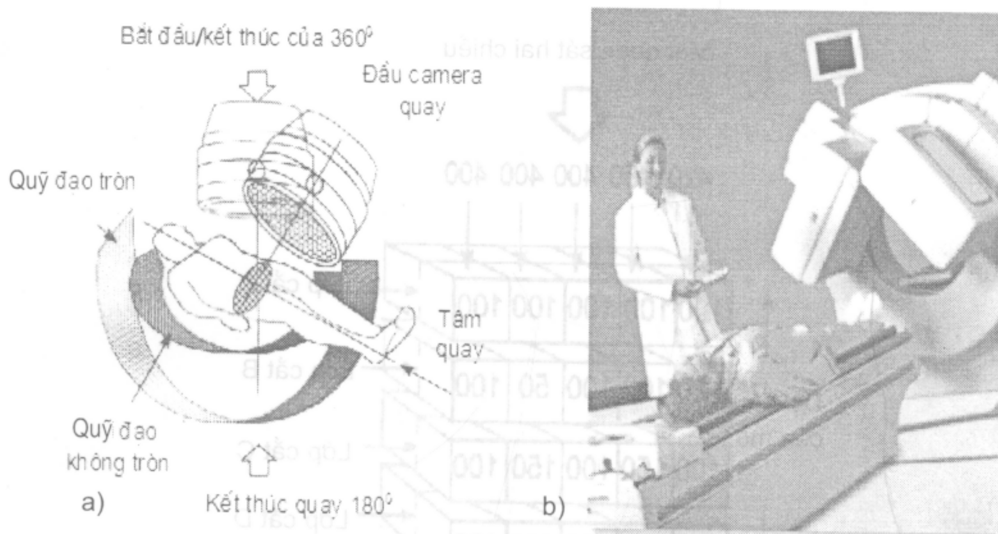


Hình 4-23: *Cải thiện độ tương phản trong một ảnh thực hiện với các phần cắt lớp. Quan sát hai chiều sự phân bố khối (volume distribution) của độ hoạt động (420, 450, 400, 400 theo hướng mũi tên), tuy nhiên các lớp cắt riêng biệt sẽ chỉ ra sự khác nhau về độ tương phản.*

Tạo ảnh SPECT hiện nay được sử dụng rất phổ biến cho tạo ảnh tim và tạo ảnh não úng thuỷ (*brain perfusion*). Với sự cải tiến chất lượng detector, đặc biệt về mặt độ tuyến tính không gian, tính đồng nhất của độ nhạy, các đặc điểm như tự động theo đường bao cơ thể, độ phân giải cực đại bằng cách đảm bảo cho detector càng gần với cơ thể càng tốt và sửa các lỗi suy giảm, SPECT chắc chắn sẽ được mở rộng cho các ứng dụng khác nữa, đặc biệt để đánh giá định lượng chức năng của các cơ quan nếu cần.

4.3.1. Nguyên tắc hoạt động

Các hệ thống gamma camera cắt lớp quay với một đầu điều trị được gắn trên các dàn quay đặc biệt, dàn quay này cho phép đầu mang detector có thể quay 360^0 quanh bệnh nhân (hình 4-24(a)).



Hình 4-24: *(a) Hệ thống camera SPECT quay với một đầu tạo ảnh, có thể quay được góc 360^0 hoặc 180^0. Hình vẽ minh hoạ quỹ đạo quay tròn hay không tròn và tâm quay. (b) Hệ thống SPECT phổ biến với hai đầu chụp cho thấy hai detector tạo thành một hình chữ V để nghiên cứu các bệnh về tim.*

Camera thu được hàng loạt ảnh ở khoảng cách các góc bằng nhau (gọi là phần chiếu-projection) khi nó chuyển động quay. Các detector thường dừng ở mỗi phần chiếu này trong khi thu nhận dữ liệu bằng cách sử dụng phương thức bước và nhảy (step-and-shoot mode). Người ta có thể lựa chọn quay góc 360^0 hay 180^0. Chất lượng ảnh được cải thiện bằng cách giảm khoảng cách từ camera tới bệnh nhân bởi vì các quỹ đạo hình elip hoặc không tròn sẽ bám sát đường bao quanh bệnh nhân. Sự cải thiện độ nhạy sẽ tăng lên một cách đáng kể bằng cách sử dụng camera có hai hoặc 3 đầu ghi ảnh (hình 4-24(b)).

4.3.1.1. Các hệ thống dành riêng (dedicated systems)

Các hệ thống này sử dụng nhiều detector cố định được chế tạo dành riêng cho tạo ảnh vùng đầu, cho các ảnh đơn hoặc ảnh nhiều lớp cắt quanh trục. Chúng cho độ phân giải cao hơn so với các gamma camera quay nhưng hạn chế hơn đối với các mặt phẳng cắt quanh trục. Một số hệ thống gồm 4 băng, mỗi băng gồm 16 detector NaI(Tl). Một mảng tổng thể cho 40 phần chiếu trong góc quay 180^0; nó sẽ chiếm khoảng 5 giây và 3 lát cắt thường đạt được cùng lúc.

4.3.2. Các yêu cầu về thiết bị

Chất lượng thiết bị là hết sức nghiêm ngặt đối với các ảnh SPECT. Lựa chọn cẩn thận các chương trình thu nhận cho mỗi cơ quan là cần thiết trước khi đưa vào kiểm tra lâm sàng.

4.3.2.1. Bước và nhảy (step-and-shoot) đối với thu nhập dữ liệu liên tục

Có hai phương thức để thu nhận dữ liệu từ một gamma camera quay

– *Bước và nhảy* (step and shoot): Camera quay từng bước quanh bệnh nhân, (dừng lại để thu thập số đếm qua một khoảng thời gian cố định), sau đó chuyển đến phần chiếu tiếp theo và thu thập dữ liệu đếm. Quá trình đó được tiếp tục quanh bệnh nhân cho đến khi tập dữ liệu đủ 360^0 (hoặc 180^0) được thu thập. Dữ liệu này bao gồm 64 hoặc 128 ma trận ảnh riêng biệt (kích thước 64×64 hoặc 128×128), ma trận này biểu thị cho mỗi phần chiếu.

Quay liên tục: Camera chuyển động liên tục để nhận dữ liệu đếm khi nó quay đủ 360^0.

4.3.2.2. Góc lấy mẫu (angular sampling)

Góc này được quyết định bởi độ phân giải của hệ thống camera. Đối với camera có độ phân giải 5-10 mm tương ứng với tần số không gian 1 cm^{-1}, do đó tần số lấy mẫu ít nhất phải là 2 cm^{-1}. Một góc lấy mẫu thường được duy trì khoảng 3^0 (tương ứng 120 phần chiếu). Khi đã quét đủ 360^0 mà sử dụng số phép chiếu không tương xứng thì sự méo dữ liệu sẽ tạo nên các vạch ảnh. Một khoảng lấy mẫu lớn hơn 50 sẽ cho các artifact ảnh do các điểm lấy mẫu không đủ.

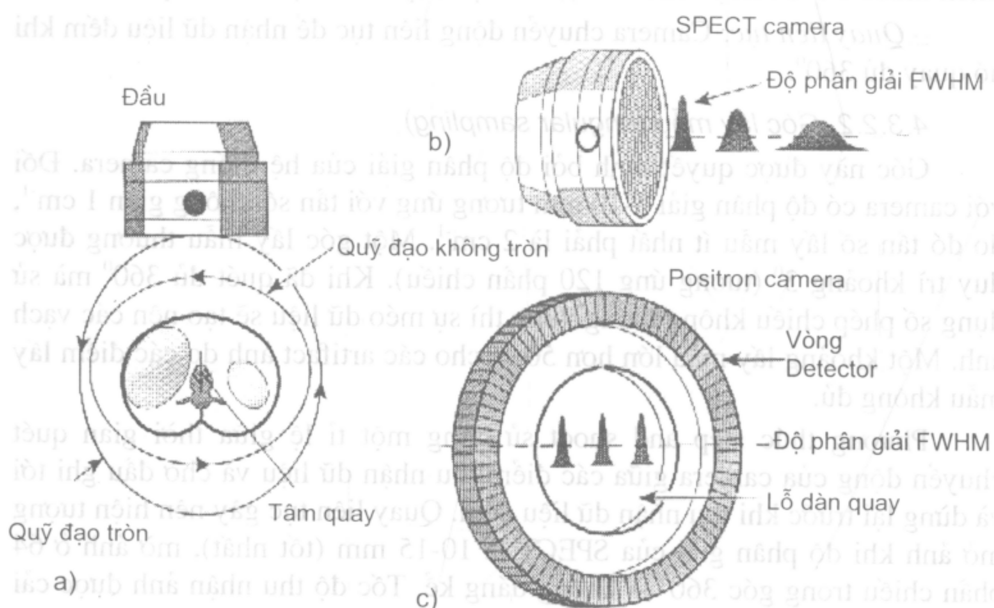
Phương thức step and shoot sử dụng một tỉ lệ giữa thời gian quét chuyển động của camera giữa các điểm thu nhận dữ liệu và chờ đầu ghi tới và dừng lại trước khi thu nhận dữ liệu đếm. Quay liên tục gây nên hiện tượng mờ ảnh khi độ phân giải của SPECT là 10-15 mm (tốt nhất), mờ ảnh ở 64 phần chiếu trong góc 360^0 là không đáng kể. Tốc độ thu nhận ảnh được cải thiện nhiều.

4.3.2.3. Tâm quay (COR)

Nếu một ống chuẩn trực lỗ song song được đặt quanh một vật, đầu tiên là 0^0 và sau đó là 90^0, tiếp tục ở 180^0 và sau đó ở 270^0 thì ống chuẩn trực tại 0^0 sẽ thẳng hàng một cách chính xác với vị trí 180^0, cũng như vậy với góc 90^0 và 270^0. Các tế bào của ma trận tái tạo sẽ trùng khớp một cách chính xác và một điểm nguồn tại tâm quay camera sẽ được đặt chính xác tại tâm của ma trận. Trên thực tế thường xảy ra sự mất thẳng hàng rất nhỏ do các lỗi cơ khí và sự sửa lỗi thường thực hiện để bù cho lỗi này.

4.3.2.4. Các quỹ đạo không tròn

Việc thu nhận dữ liệu từ bệnh nhân được thực hiện theo dạng ellipsoid do khoảng cách giữa bề mặt camera và bệnh nhân thay đổi rất nhiều với một quỹ đạo camera tròn. Độ phân giải giảm đi theo khoảng cách, bởi vậy các ảnh cắt lớp cuối cùng sẽ không sắc nét. Các quỹ đạo không tròn được minh hoạ ở hình 4-24(a) có thể đạt được bằng cách quay detector theo đường elip hoặc dịch chuyển bàn bệnh nhân tiến lên hoặc lùi lại khỏi bề mặt camera trong khi tự camera vạch ra một quỹ đạo tròn. Với kỹ thuật bàn chuyển động, sự tái tạo ảnh sẽ đơn giản hơn so với khi đầu camera quay theo quỹ đạo hình elip.



Hình 4-25: *(a) Việc thu nhận dữ liệu theo sát đường bao cơ thể bệnh nhân được thực hiện với quỹ đạo tròn và không tròn. (b) So sánh giữa độ phân giải theo chiều sâu của SPECT và (c) PET. PET scanner duy trì được độ phân giải đồng nhất theo chiều sâu.*

4.3.2.5. Thu nhận dữ liệu góc 360^0 và 180^0:

Hầu hết các thủ tục tạo ảnh SPECT đều nhận dữ liệu từ một quỹ đạo 360°. Tuy nhiên, các cuộc thăm khám tim cho phép chúng nhận dữ liệu 180° bởi vì tim bị che một phần bởi gan ở phía bên phải. Dữ liệu thu nhận được

qua góc 180° có thể được lưu giữ cẩn thận và cải thiện độ tương phản ảnh; camera có thể được đặt gần tim hơn. Sự lấy mẫu không hoàn chỉnh có thể dẫn tới artifact và làm giảm thông tin từ thành sau tâm thất trong các nghiên cứu về bệnh tim.

4.3.2.6. Tính đồng nhất

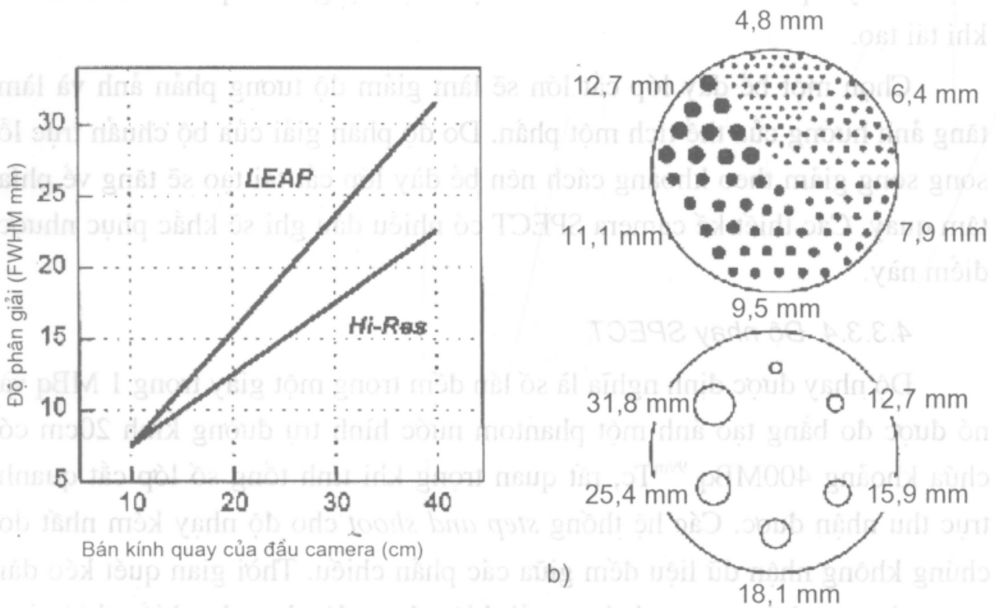
Đây là tính chất quan trọng nhất trong tạo ảnh SPECT bởi vì sự không đồng nhất ở trung tâm là 3% có thể gây nên các lỗi ảnh SPECT là 30%. Sự sửa lỗi không đồng nhất một cách chính xác cần được áp dụng trước khi nhận dữ liệu và được đo cho mỗi bộ chuẩn trực sử dụng.

4.3.3. Chất lượng thiết bị và chất lượng ảnh

Độ phân giải cho bởi ảnh SPECT tồi hơn so với ảnh hai chiều là do hạn chế về đếm. Tuy nhiên, độ tương phản của ảnh lại được cải thiện.

4.3.3.1. Độ phân giải không gian thay đổi

Tính đồng nhất của độ phân giải ảnh SPECT thay đổi theo độ sâu, điều đó được minh họa trên hình 4-25 (b). Chụp cắt lớp bằng phát xạ positron (PET) có độ phân giải đồng nhất qua trường quan sát của detector (hình 4-25 (c)).



Hình 4-26: *Suy giảm độ phân giải từ bề mặt của bộ chuẩn trực trong một ảnh SPECT. Bộ chuẩn trực độ phân giải cao duy trì độ phân giải nhưng thời gian chụp bị kéo dài sẽ khiến cho độ nhạy thấp.*

Sự suy giảm độ phân giải ảnh SPECT theo độ sâu sử dụng hai loại ống chuẩn trực (loại dùng thông thường và loại độ phân giải cao) được đặt như ở hình 4-26(a) và tập trung vào giá trị của bộ chuẩn trực độ phân giải cao nếu độ phân giải được duy trì. Một hệ thống SPECT có hai đầu nhận ảnh sẽ làm giảm sự mất mát độ phân giải ảnh.

4.3.3.2. Độ tương phản ảnh SPECT

Sử dụng một cửa sổ không đối xứng qua đỉnh ảnh ở năng lượng 135-160keV sẽ cải thiện được độ tương phản ảnh từ 5-20% do giảm các tia tán xạ. Tuy nhiên cũng gặp phải vấn đề khi sửa lỗi suy giảm đối với cửa sổ không đối xứng, nó sẽ thêm vào tính không đồng nhất của ảnh.

4.3.3.3. Bề dày lớp cắt

Bề dày lớp cắt được đo bằng một lưới đã biết kích thước. Bề dày lớp cắt tối thiểu sẽ được xác định bằng độ phân giải camera. Các lớp cắt mỏng sẽ có nhiễu cực đại nên chất lượng ảnh được cải thiện bằng cách lựa chọn một bề dày lớp cắt tối ưu trước khi tái tạo hoặc cộng các lớp cắt với nhau sau khi tái tạo.

Chọn một bề dày lớp cắt lớn sẽ làm giảm độ tương phản ảnh và làm tăng ảnh hưởng của thể tích một phần. Do độ phân giải của bộ chuẩn trực lỗ song song giảm theo khoảng cách nên bề dày lớp cắt tái tạo sẽ tăng về phía tâm quay. Các thiết kế camera SPECT có nhiều đầu ghi sẽ khắc phục nhược điểm này.

4.3.3.4. Độ nhạy SPECT

Độ nhạy được định nghĩa là số lần đếm trong một giây trong 1 MBq và nó được đo bằng tạo ảnh một phantom nước hình trụ đường kính 20cm có chứa khoảng 400MBq ^{99m}Tc, rất quan trọng khi tính tổng số lớp cắt quanh trục thu nhận được. Các hệ thống *step and shoot* cho độ nhạy kém nhất do chúng không nhận dữ liệu đếm giữa các phần chiếu. Thời gian quét kéo dài trong phương thức step and shoot cải thiện được độ nhạy do nhiều thời gian được dùng cho thu nhận dữ liệu hơn là chuyển động giữa các phần chiếu.

4.3.4. Sửa lỗi suy giảm

Bởi vì gamma camera nhận dữ liệu dưới dạng hai chiều nên sự tính toán kích thước ba chiều từ dữ liệu này sẽ tạo nên một số vấn đề. Một lớp cắt đơn qua một nguồn khối (volume source) sẽ đưa dữ liệu ra dưới dạng một hàng các điểm ảnh qua bề mặt của camera. Độ hoạt động của mô ở gần bề mặt sẽ cho các tín hiệu mạnh hơn các mô có độ hoạt động ngang bằng tại tâm của hàng này do sự suy giảm của mô. Điều đó dẫn đến sự suy giảm các giá trị trung tâm.

Nếu một nguồn đồng đều được tạo ảnh mà không có sửa lỗi suy giảm thì nó có thể cho ra các ảnh và profile bị méo. Trong thực tế, sự suy giảm dẫn đến cả méo không gian trong quá trình tái tạo cuối cùng và các lỗi nặng về độ chính xác định lượng. Việc sửa lỗi là khó khăn và thường được áp dụng bằng cách coi sự phân bố là đồng đều và biết được kích thước của vật thể đang được tạo ảnh. Dữ liệu đếm từ các phần chiếu đối nhau được tính trung bình để tạo ra một phần chiếu đã sửa đổi và một hàm hipebon thường được thêm vào phần chiếu đã sửa đổi này để tăng vùng trung tâm của vùng chiếu này.

Sự méo do suy giảm ảnh hưởng đến các ảnh theo những cách sau đây:

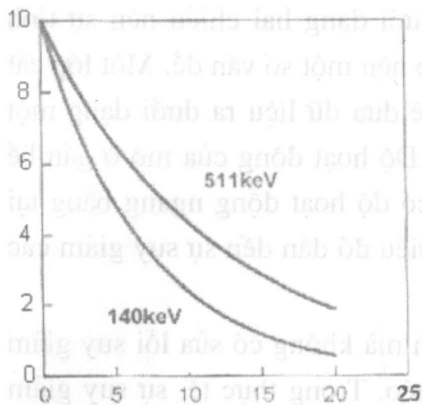
– Các chi tiết trên bề mặt được nhấn mạnh trong khi các chi tiết ở vùng sâu hơn bị mất.

· Mật độ đếm điểm ảnh phụ thuộc vào vị trí bên trong phần ngăn cản việc xác định lượng hấp thu.

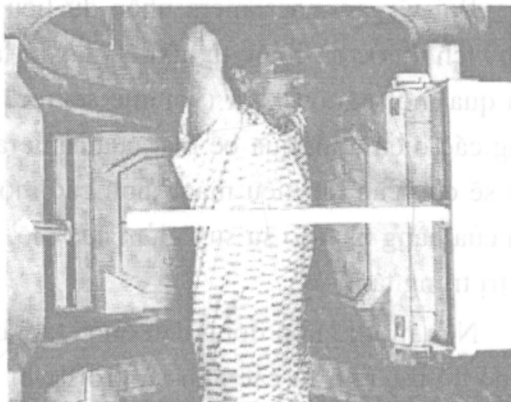
– Các photon tán xạ từ các tia suy giảm khiến mất thông tin về vị trí.

– Các giá trị hấp thụ hoàn toàn không thể đạt được từ một vùng riêng biệt nào đó.

Hình 4-27(a) so sánh photon gamma năng lượng 140 keV (SPECT) và 511keV (sử dụng trong PET). Sự suy giảm qua mô ít hơn nhiều khi mức năng lượng cao.



a)



b)

Hình 4-27:

(a) Sự hấp thụ photon theo độ sâu trong nước đối với tạo ảnh SPECT và PET. Sự suy giảm là nhỏ hơn đối với các photon năng lượng 511keV và việc sửa lỗi là đơn giản hơn vì có hai photon được phát ra

(b) Việc sửa lỗi suy giảm đạt được bằng cách tham chiếu đến hai nguồn phóng xạ chứa trong một thanh màu trắng mà thanh này quét qua trường quan sát. Sự suy giảm thay đổi phụ thuộc vào năng lượng tia gamma.

Chương 5

ĐIỀU TRỊ BẰNG PHÓNG XẠ VÀ ĐỒNG VỊ PHÓNG XẠ TRONG Y HỌC HẠT NHÂN

5.1. GIỚI THIỆU CHUNG

Có ba cách điều trị bằng bức xạ, đó là:

– Xạ trị bằng chùm tia ngoài.

– Xạ trị bằng nguồn phóng xạ kín (brachytherapy).

– Xạ trị bằng nguồn phóng xạ hở.

Xạ trị bằng chùm tia ngoài bao gồm: các tia X mang năng lượng cao được tạo ra bởi máy gia tốc tuyến tính, các tia X mang năng lượng trong khoảng 50-300kV, chùm tia gamma tạo ra từ máy Cobalt-60. Thêm vào đó, chùm electron ở năng lượng megavolt cũng được sử dụng để điều trị các khối u tương đối nông sẽ cải thiện được độ chính xác hình học hơn các photon. Xạ trị ngoài với các bức xạ hạt khác cũng đã được đưa ra như hạt neutron và chùm hạt tích điện như proton có thể dùng trong điều trị lâm sàng nhưng các thiết bị để tạo ra chúng lại rất đắt, vì vậy chúng ít được sử dụng.

Xạ trị bằng chùm tia ngoài là một phương pháp phổ biến nhất trong kỹ thuật xạ trị.

Xạ trị bằng nguồn phóng xạ kín (brachytherapy): Brachytherapy là kỹ thuật điều trị sử dụng các nguồn đồng vị phóng xạ đặt trong thể tích khối u để đưa ra một liều rất cục bộ nhằm tối thiểu hoá liều xạ tới các mô lành bao quanh. Brachytherapy bị hạn chế khi thể tích khối u nhỏ.

Sự phát triển trong lĩnh vực này bao gồm việc sử dụng các nguồn phóng xạ có suất liều cao (high dose rate) nhỏ, có thể được đưa qua các ống

thông để đưa nguồn phóng xạ tới chính xác khối u. Người ta có thể xác định được chính xác vị trí cần điều trị nhờ các kỹ thuật tạo ảnh hiện đại như siêu âm, cộng hưởng từ, cắt lớp điện toán,...

Điều trị bằng y học hạt nhân sử dụng các nguồn đồng vị phóng xạ hở nhằm phân phối phóng xạ một cách thích hợp tới các khối u hay các cơ quan xác định. Đối với các rối loạn nhẹ như nhiễm độc tuyến giáp hay viêm khớp, điều trị bằng phóng xạ cho phép lựa chọn phẫu thuật hay trị liệu y tế. Trong điều trị ung thư, người ta thường xem xét phương thức là brachytherapy hay xạ trị bằng chùm tia ngoài hay điều trị bằng hoá chất, điều đó phụ thuộc vào bản thân mỗi cơ thể bệnh nhân và nó được sử dụng như một phần của chiến lược điều trị nhằm mục đích chữa bệnh hay cho mục đích khống chế và giảm bớt bệnh tật.

Mức độ độc hại thường được hạn chế đối với các mô máu và vài ảnh hưởng phụ gặp phải. Khi đợt chữa bệnh được tiến hành, những hậu quả lâu dài của việc điều trị bằng phóng xạ (ví dụ như rối loạn khả năng sinh sản, bệnh máu trắng hoặc các bệnh ung thư thứ cấp khác) được so sánh hợp lý với những nguy hiểm kèm theo và chấp nhận điều trị bằng hoá chất hay xạ trị.

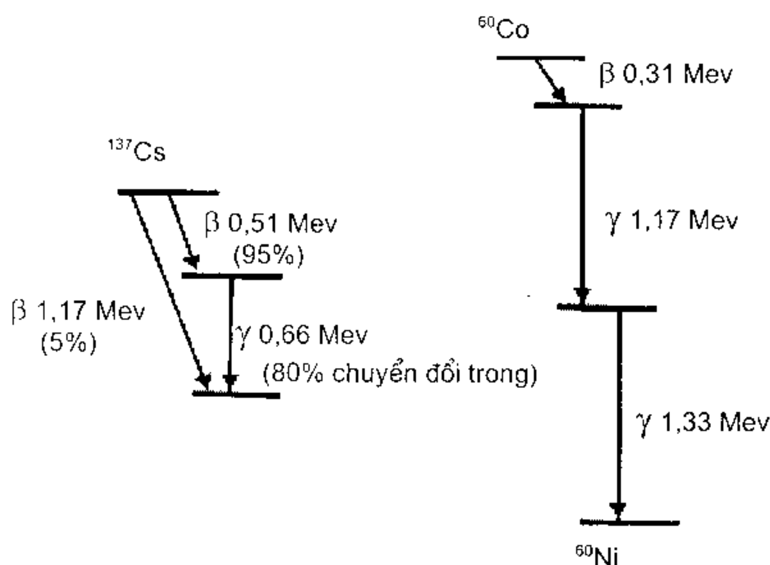
5.1.1. Các khối đồng vị phóng xạ từ xa (tele-isotope units)

Trong một khối đồng vị phóng xạ từ xa, một nguồn đồng vị được gắn trong khối và được bố trí để chiếu vào bệnh nhân theo yêu cầu. Trước đây, đồng vị phát tia γ duy nhất được sử dụng trong các khối điều trị từ xa là radium. Ưu điểm của radium là có chu kỳ bán rã rất dài (1620 năm) nên có thể coi thời gian điều trị là bất biến. Tuy nhiên, các khối radium có ba nhược điểm: nguy cơ dò khí phóng xạ radon, độ hoạt động thấp và năng lượng photon cao khiến cho việc chế tạo thiết bị chứa nguồn trở nên khó khăn. Hiện nay, caesium-137 và cobalt-60 đã thay thế radium trong các khối đồng vị phóng xạ từ xa. Caesium-137 có mức năng lượng tia γ hữu ích ở mức 0,66MeV (hình 5-1) và chu kỳ bán rã dài (30 năm), nhưng có độ hoạt động thấp và hiếm gặp trong các khối điều trị từ xa. Nó được sử dụng để thay thế cho radium trong các nguồn kín.

Cobalt-60 phát xạ tia γ ở mức năng lượng 1,17 MeV và 1,33 MeV (hình 5-1) và có độ hoạt động cao. Chu kỳ bán rã của nó cũng ngắn tương

ứng (5,26 năm) khiến thời gian điều trị được điều chỉnh tăng lên khoảng 1%/tháng. Thời gian sử dụng của nguồn khoảng 3,5 năm. Phóng xạ cobalt được bọc trong hai hộp chứa làm bằng thép không rỉ. Kim loại cobalt được chế tạo dưới dạng các đĩa có đường kính 17mm và độ dày 2mm; 10 hoặc 12 đĩa như vậy được xếp chồng bên trong hộp chứa nhỏ, với các khoảng trống được lấp đầy bởi các đĩa đồng. Sau đó, nắp hộp chứa được vặn vít chặt và hàn kín. Hộp nhỏ này sau đó được đặt trong một hộp khác tương tự, nắp hộp được bắt vít và hàn chặt. Nguồn được bọc hai lần sẽ vừa khít với giá đặt nguồn đặc biệt trước khi được vận chuyển từ phòng chế tạo đồng vị phóng xạ trong một khoang chứa đặc biệt.

Một khoang chứa để vận chuyển thường được thiết kế vừa vặn một cách chính xác với khối đồng vị từ xa sao cho nguồn thay thế có thể được thay thế vào đúng vị trí với khoảng gián đoạn nhỏ nhất trong cả chương trình điều trị.



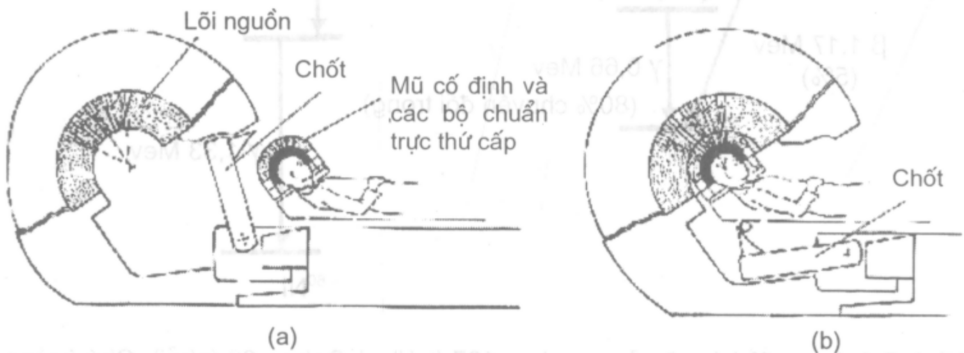
***Hình 5-1**: Lược đồ bán rã của caesium-137 (trái) và Coban-60 (phải). Chú ý rằng năng lượng tổng cộng đối với đường bán rã phía tay phải của caesium-137 (0,51 MeV+0,66 MeV) cũng giống như đường bán rã phía bên trái (1,17 MeV).*

Tất nhiên, không thể làm ngừng lại sự phát xạ tia gamma từ máy Coban-60, bởi vậy cần đến một số phương tiện để chặn chùm tia. Nguồn

được đặt trong một đầu chắc nặng, to được làm bằng chì hoặc uranium nghèo. Đầu này thường nặng khoảng 1 tấn đối với một nguồn coban-60 là 200TBq (xấp xỉ 5000Ci). Có hai phương thức để chặn chùm tia. Trong hệ thống nguồn chuyển động, nguồn được gắn trên một phần có thể quay được và được quay thẳng hàng với lỗ ra của chùm tia. Trong hệ thống nguồn cố định, một chốt quay sẽ chặn chùm tia. Nguồn và chốt được chuyển động bởi một mô tơ điện, và cũng đặt tải lên lò xo sao cho chùm tia sẽ được chặn tự động nếu mô tơ hoặc nguồn điện cấp bị dừng. Một nguồn 200BTq sẽ cho một đầu ra có suất liều là 0,013 Gy/giây ở khoảng cách một mét.

5.1.2. Khối đa nguồn (multi-source units)

Điều khiển phân bố liều không gian sẽ chính xác hơn nếu chùm tia từ một máy gia tốc tuyến tính được chuyển động quanh bệnh nhân theo một phương thức có điều khiển. Bằng cách kết hợp các trường chiếu từ nhiều hướng, sự phân bố liều có thể được điều chỉnh càng giống với hình dạng khối u càng tốt. Một vài hướng chùm tia thường được sử dụng trong điều trị bằng máy gia tốc tuyến tính và trong kỹ thuật xạ trị thông thường với nhiều chùm tia.



Hình 5-2: *Khối phẫu thuật bằng chiếu xạ có định vị sheffied (the sheffied stereotactic radiosurgerry unit). Khi chốt hạ xuống, bệnh nhân được chuyển vào sao cho bộ chuẩn trực thứ cấp trong nắp được xếp thẳng hàng với các bộ chuẩn trực sơ cấp trong lõi nguồn.*

Một vấn đề gặp phải khi sử dụng nhiều hướng phát chùm tia là sẽ mất nhiều thời gian hơn để đặt chùm tia ở các vị trí khác nhau và bệnh nhân có thể cử động trong thời gian đó. Một giải pháp cho vấn đề này là sử dụng nhiều nguồn phát để cho nhiều chùm tia liên tục. Kỹ thuật này được minh hoạ ở hình 5-2, trong đó có 201 nguồn Coban-60, đường kính 1m, sử dụng để có một thể tích điều trị được điều khiển tốt. Phương thức này thường được xem như "phẫu thuật bằng tia xạ" (radiosurgery) và được sử dụng để điều trị các khối u nhỏ trong đầu. Các khối u nhỏ và các dị tật động, tĩnh mạch có thể được điều trị theo cách này. Một thể tích điều trị chỉ nhỏ cỡ đường kính 4mm cũng có thể được tạo ra. Hiển nhiên, sự điều khiển vị trí bệnh nhân tốt là cần thiết để thể tích chiếu xạ trùng với thể tích điều trị.

5.2. ĐIỀU TRỊ BẰNG NGUỒN PHÓNG XẠ KÍN

5.2.1. Giới thiệu chung

Năm 2001 là năm đánh dấu 100 năm ngày ra đời của phương pháp xạ trị áp sát. Đây là phương pháp sử dụng các nguồn phóng xạ đặt ở trong hay gần mô thường dùng để điều trị bệnh ung thư. Trong 100 năm qua phương pháp này đã trải qua nhiều lần cải tiến về kĩ thuật để việc điều trị được tốt hơn.

Có nhiều cách để phân loại phương pháp xạ trị áp sát. Phương pháp này có thể được mô tả bằng trạng thái tiếp xúc của nguồn phóng xạ tới mô. Ví dụ như nguồn có thể đặt ở trên bề mặt mô (surface implant), ở trong mô (interstitial implant), ở trong khoang (intracavitary implant), ở trong ống (intraluminal implant) hay trong thời gian điều trị (intraoperative implant), tiếp theo là việc phẫu thuật cắt bỏ khối u sau khi chiếu xạ.

Ống dẫn (applicator) dùng để đưa nguồn phóng xạ tới mô có thể chứa nguồn tại thời điểm đặt ống (hot loading) hay ống dẫn có thể được đặt trước còn nguồn phóng xạ được nạp sau (after loading). Người ta có thể nạp nguồn sau bằng tay hoặc bằng máy (nạp nguồn từ xa). Nguồn phóng xạ có thể dịch chuyển (cấy tạm thời) hay được giữ nguyên mãi mãi (cấy cố định). Nguồn được giữ trong vài ngày được gọi là nguồn có suất liều thấp (LDRs), suất liều từ 0,4 đến 2 Gy/h (0,0067- 0,033 Gy/min). Nguồn có suất liều trung bình (MDR) là nguồn được cấy trong vài giờ, thường thì suất liều lớn hơn

2 Gy/h (0,033 Gy/min) nhưng nhỏ hơn 12 Gy/h (0,2 Gy/min). Nguồn chỉ có mặt trong vài phút được gọi là nguồn suất liều cao, suất liều ở đây lớn hơn 12 Gy/h. Thông thường việc điều trị bằng HDR cần phải chiếu xạ trong suốt thời gian điều trị, nhưng một dạng đặc biệt của HDR là suất liều xung (PDRs) có suất liều từ 1 đến 3 Gy/h (0,017- 0,05 Gy/min) chỉ cần phát vài phút mỗi giờ hay trong khoảng thời gian điều trị được xác định trước.

Gần đây nhiều dạng tổ chức ung thư trong cơ thể được điều trị bằng xạ trị áp sát. Ở đây trình bày một số phương pháp xạ trị áp sát điển hình như điều trị ở da, não, tuyến tuy, ống dẫn mật, gan, các mô mềm, trực tràng, cổ tử cung, niệu đạo… Các bệnh ung thư phụ khoa điều trị bằng phương pháp này cho thành công rất lớn. Tuy nhiên một số phương pháp xạ trị áp sát áp dụng cho một số dạng ung thư lại hoàn toàn thất bại.

Ứng dụng mới nhất của xạ trị áp sát thuộc về mạch, trong mạch, thành mạch… thể hiện khả năng của xạ trị áp sát trong việc ngăn ngừa chứng tái hẹp trong cả động mạch lớn và nhỏ. Bệnh thiếu máu cục bộ ở tim do hẹp động mạch vành thường được điều trị bằng tạo hình động mạch vành.Tuy nhiên sau vài tháng chứng bệnh này lại xảy ra. Ứng dụng việc chiếu xạ tới các động mạch bị hẹp trong lúc tạo hình có thể ngăn ngừa sự tái hẹp và kiểm tra thử nghiệm đang được thực hiện. Các động mạch vành nhỏ và các động mạch ngoại biên lớn đều điều trị bằng phương pháp này.

Một thương tổn được chiếu xạ bằng các tia gamma bằng cách sử dụng một lượng nhỏ đồng vị phóng xạ đặt trong một ống hoặc một dây và được đưa vào trong mô cần điều trị. Các nguồn phóng xạ này được đặt một cách chính xác vòng quanh hoặc bên trong thương tổn này. Radi đã được sử dụng nhiều năm cho mục đích này. Năng lượng photon tia gamma của radi vào khoảng 1 MeV, và tấm lọc platin 0,5mm (hoặc tương đương) được sử dụng để loại bỏ các hạt anpha và beta. Radi có thể phát ra tia gamma có năng lượng lên đến 2,4 MeV, do vậy bắt buộc phải sử dụng một màn nặng quanh bệnh nhân với các ống phóng xạ radi. Một vấn đề nữa là sự tăng khí radon trong ống, mà ống này lại không được chứa bất kỳ chất gì gây nguy hiểm. Sau đó, ^{60}Co (1,17 và 1,33 MeV, chu kỳ bán rã 5,26 năm) và ^{137}Cs (0,66 MeV, chu kỳ bán rã 30 năm) đã thay thế radi, nhưng đồng vị phóng xạ được sử dụng rộng rãi nhất hiện nay là Iridi ^{192}Ir (0,61 MeV, chu kỳ bán rã 74 ngày).

5.2.2. Chương trình xạ trị áp sát

5.2.2.1. Các phương pháp xạ trị áp sát

Một nửa trong tổng số các bệnh nhân ung thư điều trị bằng chiếu xạ. Trong số đó có từ 5% đến 15% điều trị bằng xạ trị áp sát. Có nhiều dạng tổ chức ung thư có thể được điều trị bằng các phương pháp của xạ trị áp sát. Bảng 5-1 đưa ra một phần danh sách. Tuy nhiên, có nhiều cách để tiến hành một lần xạ trị áp sát. Ví dụ, sau khi gài đầu ống thích hợp vào trong khe hở từ vùng đáy chậu vào trong tuyến tiền liệt, tuyến này có thể được cấy nguồn phóng xạ tạm thời, được cấy cố định nếu sử dụng nguồn LDR hay được điều trị từng phần nếu sử dụng nguồn HDR. Tương tự như vậy, bệnh ung thư phụ khoa thường được điều trị hoặc bằng nguồn LDR hoặc nguồn HDR. Các cách khác nhau của xạ trị áp sát đều có giá trị song chúng không nhất thiết đưa ra kết quả giống nhau. Trước khi đi đến chấp nhận một phương pháp xạ trị nào đó đối với một tổ chức cụ thể, cần xem xét kĩ tài liệu, nghiên cứu các vấn đề quan trọng. Việc tìm hiểu thấu đáo tất cả các phân tích về tác động và biến chứng là cần thiết. Một số thử nghiệm ngẫu nhiên đã từng được thực hiện sử dụng xạ trị áp sát và có nhiều trường hợp thành công nhưng cần phải thử nghiệm ở nhiều bệnh nhân để đưa ra kết quả thống kê đúng đắn về các tác động của nó.

Bảng 5-1: Một số chương trình điều trị ung thư bằng xạ trị áp sát thông thường

Tổ chức cơ thể	*Tình trạng bệnh nhân*	*Mô tả*	*Cách nạp nguồn*	*Suất liều*	*Nguyên tố phóng xạ*	*Phương tiện*
Phụ khoa	In	IC	MA,RA	LDR	Cs-137	OR,R,Rm
		IC	RA	PDR	Ir-192	OR,R,Rm
		IS	MA,RA	LDR	Ir-192	OR,R,Rm
	Out	IC	RA	HDR	Ir-192	R,HDR
Ngực	In	IS	MA,RA	LDR	Ir-192	OR,R,Rm

Tuyến tiền liệt	In In Out	IS IS IS	MH MA RA	P LDR HDR	I-125 Pd-103 Ir-192 Ir-192	OR,Rm OR,R,Rm R,HDR
Phổi	In or Out	IL	RA	HDR	Ir-192	OR,R,HDR
Thực quản	In or Out	IL	RA	HDR	Ir-192	OR,R,HDR
Đầu và cổ	In	IS	MA	LDR	Ir-192	OR,R,Rm
Mắt	In Out	SM SM	MH MH	LDR HDR	Co-160 I-125 Sr-90	OR,R,Rm C

IC: trong khoang — LDR: suất liều thấp — MH: nạp nguồn nóng

IS: trong kẽ hở — PDR: suất liều xung — OR: phòng điều trị

IL: trong ống — HDR: suất liều cao — R: chụp X-quang

SM: bề mặt — MA: nạp nguồn sau bằng tay — Rm: phòng bệnh nhân

P: cố định — RA: nạp nguồn sau từ xa — C: phòng chuyên khoa

5.2.2.2. Các nhân tố trong thiết kế chương trình

Ngoài các tác động một số nhân tố cũng thường được xem xét trong thiết kế một chương trình xạ trị áp sát. Việc chọn lựa kỹ thuật xạ trị cụ thể nào phụ thuộc vào loại bệnh, số lượng bệnh nhân được điều trị, tổng số tiền đang có, trình độ của các nhân viên hỗ trợ và kinh nghiệm có trước của ung thư học phóng xạ với phương pháp xạ trị này. Thông thường không có kỹ thuật xạ trị áp sát nào là tốt nhất trong việc điều trị tất cả các dạng bệnh ung thư. Việc có nhiều kỹ thuật xạ trị là cần thiết. Ta thấy sử dụng kỹ thuật nạp nguồn từ xa cho các thiết bị điều trị với số lượng bệnh nhân lớn (25 bệnh nhân mỗi năm) thì sẽ phù hợp và có hiệu quả cao hơn là dùng kỹ thuật này với các thiết bị điều trị số lượng bệnh nhân nhỏ. Với loại này ta sử dụng kỹ thuật nạp nguồn sau bằng tay có lẽ phù hợp hơn.

Với các thiết bị đang cân nhắc thay thế nạp nguồn sau bằng tay thành nạp nguồn sau từ xa thì việc xem xét chương trình một cách cẩn thận là cần thiết. Bởi vì việc thiết kế gượng ép một số bộ nạp nguồn sau từ xa không thể dùng điều trị cho tất cả các tổ chức cơ thể. Ví dụ như nhiều bệnh nhân ung thư phụ khoa được điều trị kết hợp giữa nạp nguồn sau bằng tay vào các ống trong tử cung hay cấy vào các kẽ hở. Một số bộ nạp nguồn LDR từ xa không thể thực hiện phương pháp điều trị kết hợp này. Trên thực tế ta cần đánh giá xem bệnh nhân có thích hợp để điều trị hay không. Ví dụ không phải tất cả các bệnh nhân ung thư phổi xạ trị bằng nguồn HDR có thể lắp đặt các ống mà không gây tổn hại gì. Kể từ đây khi lập kế hoạch thay thế điều trị bằng tay thành bộ nạp nguồn từ xa chúng ta cần nhìn lại một cách cẩn thận việc điều trị trong vòng vài năm gần đây để có được sự đánh giá thực tế về số lượng và dạng chính xác của việc điều trị.

5.2.3. Nguyên tố phóng xạ và các đặc tính của chúng

5.2.3.1. Lịch sử sử dụng

Ít nhất có 16 nguyên tố phóng xạ (radium-226, radon-222, cobalt-60, cesium-137, gold-198, tantalum-182, iridium-192, iodine-125, palladium-103, strontium-90, ruthnium-106, americium-241, samarium-145, terbium-169, californium-252, selenium-75) được sử dụng làm các nguồn kín trong điều trị áp sát. Nhưng chỉ có 6 nguyên tố thường xuyên được sử dụng. Radium-226 và radom-222 tuy đã ngừng sử dụng nhưng do tính lịch sử nên chúng vẫn còn ảnh hưởng đến các khái niệm xạ trị áp sát. Ruthenium-106 được sử dụng ở châu Âu trong điều trị mắt nhưng không được sử dụng ở Mỹ. Gold-198 thì bị hạn chế sử dụng do có thời gian bán rã ngắn (2,7 ngày). Các nguyên tố khác vì một số lí do nên cũng không được sử dụng nhiều trong thực tế.

5.2.3.2. Sáu nguyên tố phóng xạ quan trọng

Sáu nguyên tố thường được sử dụng như những nguồn kín là cobalt-60, cesium-137, iridium-192, iodine-125, palladium-103 và strotium-90/ ytrium-90. Tuỳ từng điều kiện xạ trị mà một trong các nguồn này được sử dụng, hoặc thậm chí sử dụng kết hợp để tăng hiệu quả điều trị. Bảng 5-2 và bảng 5-3 đưa ra các thuộc tính vật lí của 6 nguyên tố phóng xạ này.

Bảng 5-2: Các thuộc tính vật lý của các nguyên tố phóng xạ hiện đang sử dụng trong xạ trị áp sát.

Đồng vị	E (MeV)	E (MeV)	E (MeV)	Hằng số chiếu xạ $Rcm^2/m/mCi$	Hằng số Air-Kerma ($\mu Gym^2/h/G$)	Hằng số suất liều
^{60}Co	0,313	1,17 1,33	1,25	13,07	308,5	-
^{137}Cs	0,514-1,17	0,662	0,662	3,275	77,3	-
^{90}Sr ^{90}Y	0,54-2,72	-	-	-	-	-
^{192}Ir	0,24-0,67	0,136-1,062	0,38	4,59	111,0	1,12
^{125}I	Không	0,0355	0,028	1,51	35,8	0,93(model 6702)[c] 0,88(model 6711)[c] 0,79(model 6712)[c] 0,86(model 2300)[c]
^{103}Pd	Không	0,02-0,48	0,021	1,48	35,0	0,74(model 200)[c]

Bảng 5-3: Các thuộc tính của các nguyên tố phóng xạ hiện đang sử dụng trong xạ trị áp sát

Đồng vị	$T_{1/2}$	HVL (nước;cm)	HVL^2 (chì;cm)	Mật độ (G/cm^2)	Độ phóng xạ riêng (Ci/G)	f (cGy/R)
^{60}Co	5,261 năm	10,8	1,1	8,9	200	0,967
^{137}Cs	30 năm	8,2	0,65	1,87	10	0,973
^{90}Sr ^{90}Yr	28,9 năm	0,15	0,014	4,5; 2,6	-	-
^{192}Ir	73,83 ngày	6,3	0,3	22,42	450	0,970
^{125}I	59,4 ngày	2,0	0,002	4,93	1739	0,910
^{103}Pd	16,97 ngày	1,6	0,0008	12,02	7448	0,886

5.2.4. Xạ trị áp sát nạp nguồn bằng tay

5.2.4.1. Tổng quan

Trong 50 năm đầu ứng dụng phương pháp xạ trị áp sát tức là đến những năm 50 của thế kỷ trước thì cách nạp nguồn bằng tay được sử dụng phổ biến. Ngày nay, mặc dù vấn đề bảo vệ an toàn chiếu xạ được quan tâm nhưng phương pháp này vẫn được sử dụng rộng rãi hơn phương pháp xạ trị áp sát nạp nguồn sau từ xa.

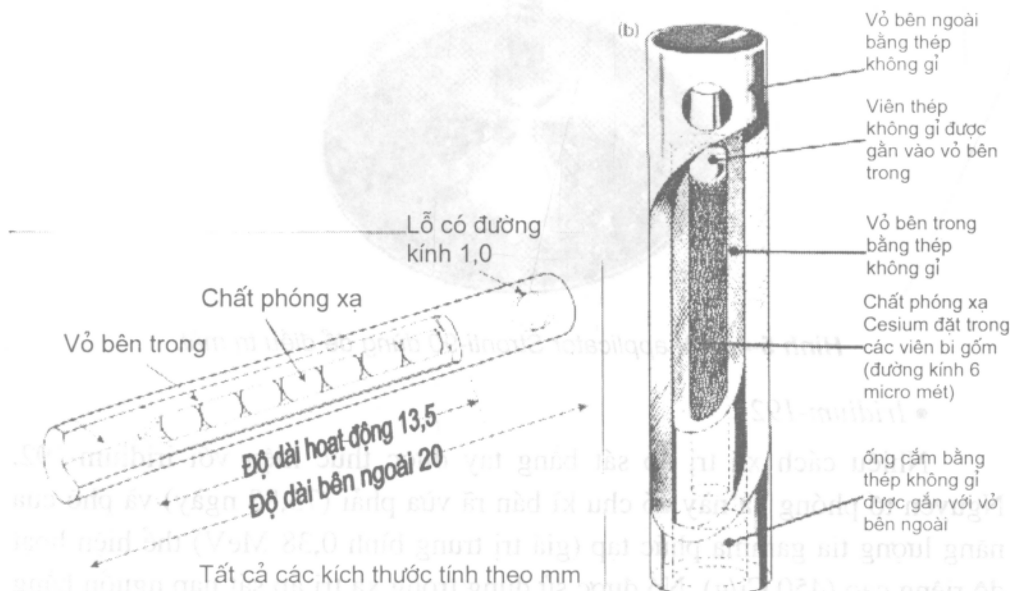
Việc quyết định điều khiển nguồn bằng tay sẽ ảnh hưởng đến tất cả các thành phần trong chương trình điều trị bao gồm applicators, giường bệnh nhân, an toàn bức xạ, điều khiển nguồn, định vị nguồn và các vấn đề khác liên quan. Do vấn đề an toàn bức xạ, nạp nguồn sau bằng tay thường thực hiện bằng nguồn LDR mặc dù trước đây đã từng dùng nguồn HDR.

5.2.4.2. Các nguồn thông dụng

• *Cobalt-60*

Cobalt-60 là nguồn có hằng số air-kerma lớn nhất trong các nguồn xạ trị áp sát, nhưng thời gian sống của nó lại ngắn. Vì thế Co-60 không có tính thực tế khi sử dụng để cấy cố định.

• *Cesium*



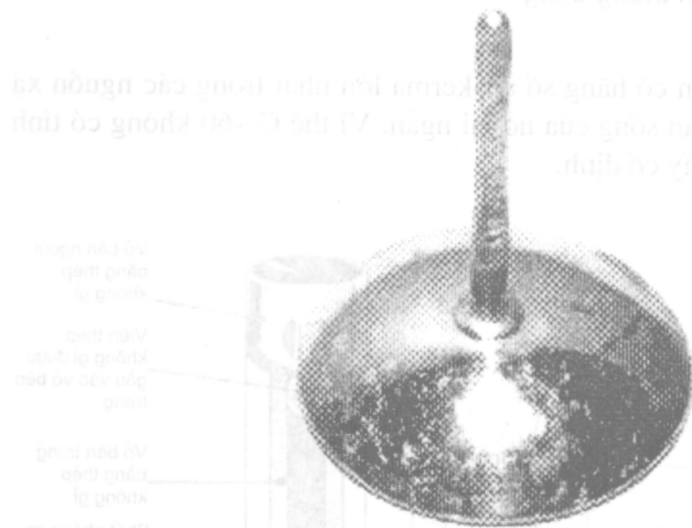
***Hình 5-3:** (a) Một ống Cesium-137 loại Amersham model CDCS-J. (b) Ống Cesium-137 loại 3M model 6D6C của Amersham.*

Một khả năng của phương pháp xạ trị nạp nguồn bằng tay là sử dụng ống cesium-137 được cấy cố định để điều trị ung thư phụ khoa. Ống này thường được thay thế bởi nguồn iridium-192 cấy trong những kẽ hở.

Sự tương thích giữa chu kì bán rã dài (30 năm) và năng lượng trung bình (0,66 MeV) của cesium-137 đơn năng đã làm nó trở thành nguồn thay thế phổ biến của radium-266. Có 2 cách thiết kế ống cesium-137 (hình 5-3).

• *Strotium-90*

Ngoại trừ việc xạ trị trong mạch máu, strotium-90 thường được sử dụng trong những applicator để điều trị mắt (hình 5-4). Hoạt độ phóng xạ trong applicator từ 10 mCi (37 MBq) đến 50 mCi (185 MBq) và đường kính nằm trong dải từ 12mm đến 18mm với độ cong được thiết kế phù hợp với mắt.



Hình 5-4: *Một applicator Stronti-90 dùng để điều trị mắt.*

• *Iridium-192*

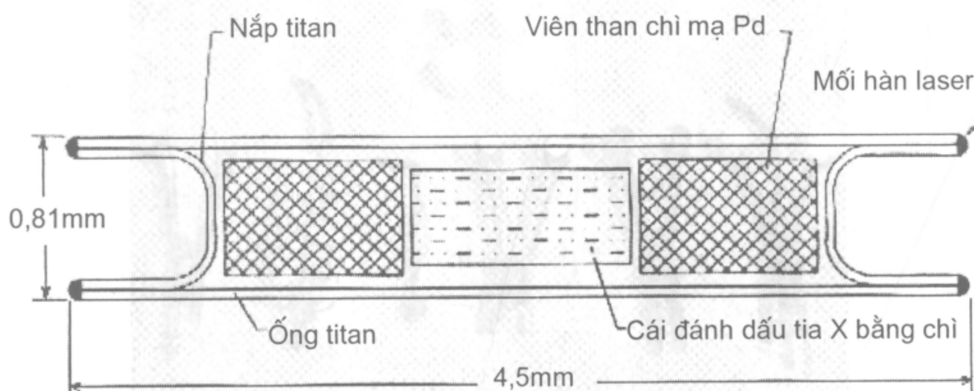
Nhiều cách xạ trị áp sát bằng tay được thực hiện với iridium-192. Nguyên tố phóng xạ này có chu kì bán rã vừa phải (73,83 ngày) và phổ của năng lượng tia gamma phức tạp (giá trị trung bình 0,38 MeV) thể hiện hoạt độ riêng cao (450 Ci/g). Nó được sử dụng trong xạ trị áp sát nạp nguồn bằng tay dưới một vài dạng thiết kế như những hạt trong mảnh nylon với độ phóng xạ từ vài phần mười millicurie tới vài millicurri hay những cuộn dây.

• *Iodine-125*

Iodine-125 có chu kì bán rã trung bình (59,4 ngày) phát ra tia gamma năng lượng thấp và tia X với năng lượng nhỏ hơn 0,0355 MeV. Năng lượng thấp cho phép độ dầy lớp che chắn bằng lá kim loại chỉ cần vài phần mười milimet và sử dụng được nhiều loại applicator mà các nguyên tố phóng xạ khác không sử dụng được.

• *Palladium-103*

Nguồn Palladium-103 với chu kì bán rã ngắn (16,97 ngày) giải phóng tia X đặc trưng với năng lượng từ 20 keV đến 23 keV. Nguồn điển hình có hoạt độ trên 5 mCi (185 MBq) tạo ra suất liều cao hơn so với những nguồn iodine-125 thông thường. Để cấy cố định, nguồn palladium-103 được sử dụng nhiều như là một nguồn thay thế của iodine-125, nó có độ phóng xạ cao hơn (tương ứng suất liều hấp thụ cao hơn) và chu kỳ bán rã ngắn hơn. So với iodine-125 nó được xem là thuận lợi hơn trong việc điều trị những tổ chức ung thư phát triển nhanh.



Hình 5-5: Viên palladium-103 model 200.

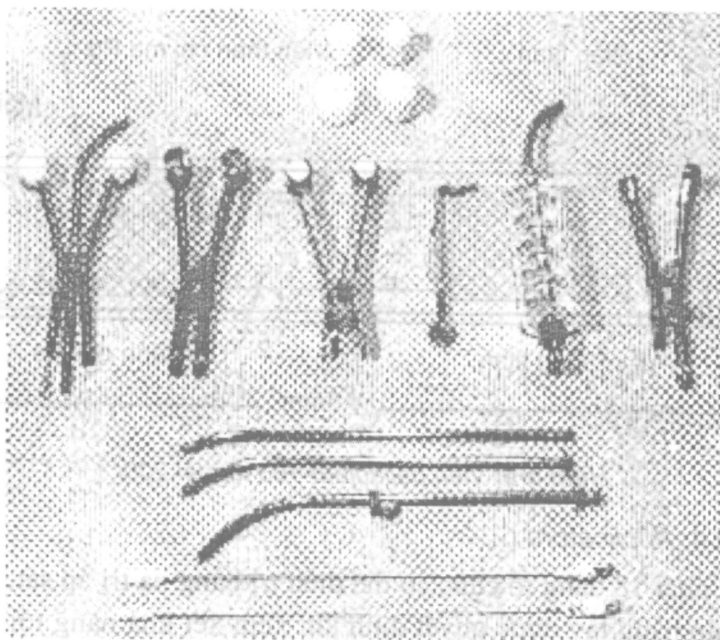
5.2.3.4. Applicators

Có ít nhất 18 dạng tổ chức cơ thể điều trị bằng xạ trị áp sát. Việc chọn phương pháp bằng tay được quyết định khi xem xét khả năng tới gần các tổ chức cơ thể của nguồn và khả năng chứa nguồn của các tổ chức này, đặt nguồn tạm thời hay cố định. Hình dạng applicator tuỳ thuộc vào dạng tổ chức cơ thể và cách thức cấy (tạm thời hay cố định). Nếu là cấy tạm thời thì

chúng hoặc là loại trên bề mặt hay trong khoang, trong kẽ hay trong ống. Các cách áp dụng xạ trị bằng tay được thiết lập và gần đây xuất hiện một vài đổi mới. Do đó "kỹ thuật hiện đại" gồm có thiết bị đo được sử dụng rộng rãi nhiều năm nay.

Phương pháp đặt nguồn phóng xạ tại bề mặt phù hợp với điều trị những thương tổn nông trên những bề mặt có thể dễ dàng tới gần được (da, mắt). Người sử dụng thường tạo khuôn từ những chất liệu tương tự mô cơ thể, từng sử dụng trong phần lớn các phương tiện xạ trị.

Các khoang lớn (âm đạo, tử cung) thích ứng với những applicator đặt trong khoang được thiết kế đặc biệt. Các ống có thể tiếp xúc (thực quản, ống dẫn mật) thích hợp với những dạng thiết kế khác nhau của các ống thông (catheters). Applicators đặt trong kẽ được sử dụng nhiều để đưa vào các bộ phận ngoài cũng như các bộ phận nằm sâu bên trong (tuyến tuy, tuyến tiền liệt) (hình 5-6).



Hình 5-6: *Một số loại applicator đặt trong khoang được thiết kế cho các nguồn phóng xạ tải sau (hàng trên, từ trái qua phải).*

5.2.5. Xạ trị áp sát nạp nguồn sau từ xa

5.2.5.1. Tổng quan

Việc điều khiển các chất phóng xạ sau khi đã được nạp vào trong cơ thể người đòi hỏi các thiết bị khá phức tạp và các kỹ thuật viên nhiều kinh nghiệm. Các thiết bị dùng nguồn phóng xạ suất liều thấp (LDR) và suất liều cao (HDR) đã được bắt đầu đưa vào điều trị cho người từ thập kỷ 60 và vẫn đang phát triển mạnh vào thời điểm này. Tuy đã phát triển ở Mỹ, nhưng vì công nghệ đòi hỏi kỹ thuật cao và đầu tư ban đầu lớn nên ở Việt Nam hiện nay việc điều trị này vẫn chưa được thực hiện.

5.2.5.2. Tính chất của nguồn

Nguồn phóng xạ dùng trong việc điều trị là các nguồn phóng xạ phổ biến, bao gồm các chất sau đây:

– Cobalt 60

– Cesium 137

– Iridium 192

Các thông số đặc trưng riêng của mỗi chất được cho ở trong bảng 5-2 và bảng 5-3. Cobalt 60 là nguyên tố đầu tiên được sử dụng nhưng nó có chu kỳ bán rã nhỏ (5,261 năm) và năng lượng phát ra lại lớn (1,17 MeV và 1,33 MeV). Với năng lượng đó thì tia gamma phát ra có thể đâm xuyên một lớp chì dày 1,1cm. Vì lí do trên nên hiện nay Cobalt 60 đã không được khuyến khích sử dụng cho việc điều trị LDR mà được ứng dụng chủ yếu cho việc điều trị tia phóng xạ liều lượng cao (HDR).

Đối với chất Cs-137 thì có hoạt độ phóng xạ thấp hơn (10Ci/g), nó chỉ phát ra một mức năng lượng gamma là 0,66MeV. Nó có khả năng đâm xuyên qua lớp chì kém hơn.

Dưới đây là danh sách những chất đồng vị thường sử dụng và những thuộc tính của chúng. Trước đây, radi là chất đồng vị sơ cấp sử dụng trong brachytherapy. Do radi có chu kỳ bán rã lớn và năng lượng cao nên nó được thay thế bởi cesium (Cs), vàng (Au), và chất i-rít (Ir). Những chất đồng vị này có chu kỳ bán rã ngắn hơn radi và có thể quản lí dễ dàng hơn bởi vì chúng có năng lượng thấp hơn.

Bảng 5-4: Danh sánh các đồng vị thường sử dụng

Tên chất phóng xạ	*Chu kỳ bán rã*	*Các mức năng lượng phát ra*	*Hoạt độ phóng xạ*	*Ứng dụng*	*Khả năng đâm xuyên (HVL)*
Cobalt 60	5,261 năm	1,17 MeV 1,33MeV		HDR	1,1cm Pb
Cesium 137	30 năm	0,662 MeV			0,65 cm Pb
Vàng -198	2,7 ngày	0,412 Mev			
Iodine-125	60,2 ngày	0,028 MeV			
Iridium 192	74,2 ngày	0,38MeV	450Ci/g		0,3cm

5.2.5.3. Thiết kế và hoạt động

Các đặc tính chung của phương pháp xạ trị áp sát:

– An toàn cho nguồn bức xạ

– Nguồn cấp chất bức xạ

– Hệ thống điều khiển tại chỗ hay từ xa

– Điều khiển mức độ, liều lượng của nguồn phát

– Dẫn truyền nguồn bức xạ trên ống dẫn

– Các thiết bị phụ trợ để giữ chất phóng xạ trong quá trình điều trị

– Bảng điều khiển nhằm kiểm soát lượng tia phát ra từ nguồn phóng xạ đã được chọn lựa

Trong quá trình điều trị, khi đã xác định được vị trí khối u cần đưa chất phóng xạ tới, người ta dùng các thiết bị phụ trợ để đưa chất phóng xạ vào trong mô cơ thể để điều trị. Nghiêm cấm việc dùng tay không để tiếp xúc với chất phóng xạ.

Ngoài ra, hệ thống thiết bị phải đủ nhỏ gọn để có thể chạy với nguồn pin riêng để phòng trường hợp bị mất điện lưới.

Các thiết bị xạ trị áp sát cơ bản:

– *Máy chiếu:*

Xạ trị áp sát thường bao gồm một máy chiếu để quan sát tiến trình của công việc. Nó đòi hỏi không gian khoảng 1,5m^2 để có thể đặt máy chiếu. Tuy nhiên, trong một số trường hợp người ta cũng sử dụng các máy chiếu lớn hơn.

Hệ thống máy chiếu có trọng lượng từ 100kg đến 250kg. Nó có hệ thống chứa nguồn phóng xạ ở trong. Vỏ khoang chứa phóng xạ làm bằng vật liệu vonfram.

– *Bảng điều khiển:*

Bảng điều khiển được thiết kế chuyên dụng cho từng loại máy khác nhau. Nó có độ phức tạp và khả năng điều khiển như bàn phím máy tính. Ngoài ra, bảng điều khiển được kết nối với hệ thống vi xử lí và các phần mềm chuyên dụng để kiểm soát nguồn phóng xạ và các quá trình hoạt động của máy.

Trong xạ trị liều thấp thì bảng điều khiển thường gắn trực tiếp vào máy nhưng còn đối với xạ trị liều cao thì bảng điều khiển phải đặt từ xa để đảm bảo độ an toàn cho người vận hành.

Bảng điều khiển thường có các nút cơ bản như đóng/mở nguồn tắt/mở đèn... Hệ thống lập trình giúp cho hệ thống tự động hoạt động theo các chương trình lập trình sẵn trong các trường hợp mà nguy cơ không an toàn là cao.

Ngoài ra, một số máy còn có khả năng lưu trữ các chế độ điều trị và các chương trình lập trình điều trị sẵn có cũng như các chương trình lập trình cho các chế độ điều trị đặc biệt. Hơn nữa, các máy xạ trị áp sát còn phải có khả năng kết nối với máy in để có thể in ra giấy các thông số cần quan tâm.

– *Chỉ số điều khiển:*

Trong xạ trị áp sát thì việc điều khiển nguồn rất quan trọng. Đối với xạ trị liều cao thì nó có hệ thống điều khiển liều lượng nguồn bằng nút vặn còn đối với xạ trị liều thấp thì người ta điều khiển liều lượng nguồn bằng hệ thống từ.

– *Vận chuyển nguồn:*

Quá trình vận chuyển nguồn được hiểu là quá trình đưa chất phóng xạ đến mô của bệnh nhân thông qua các đường ống dẫn nguồn. Quá trình đẩy nguồn phóng xạ đến mô được thực hiện bằng hệ thống khí nén, chất phóng xạ được để ở đầu ống và được đẩy đi bằng áp lực không khí trong cáp dẫn. Độ dài của cáp dẫn có thể thay đổi được tuỳ thuộc vào khoảng cách từ nguồn đến mô, đối với điều trị xạ trị áp sát liều cao thì độ dài khoảng 900 mm đến 1500 mm.

– *Chế độ khẩn cấp*

Khi chế độ khẩn cấp được thi hành thì ngay cả trường hợp điện lưới cung cấp cho máy đã bị mất thì nguồn điện pin trong máy vẫn hoạt động và nó tiến hành các công việc sau:

– Rút nguồn phóng xạ ra khỏi cơ thể bệnh nhân.

– Thu lại các cáp dẫn nguồn phóng xạ.

– Giảm các áp lực không khí tác động lên mô.

– Thực hiện các chế độ cảnh báo bằng loa, led...

5.2.6. Quản lý và lưu giữ các nguồn kín

Bức xạ gamma và beta từ các nguồn kín là một mối nguy hiểm. Tuy nhiên, trừ khi nguồn bị phá huỷ thì sẽ không có nguy hiểm nào xảy ra. Chúng luôn được gắp bằng các kẹp, không được cầm trực tiếp bằng tay.

Trong hầu hết các trường hợp, các nguồn phóng xạ này được đặt vào một cách tự động, kỹ thuật này được gọi là "*tải từ xa*" (*remote after loading*). Các nguồn này được giữ ở một nơi an toàn và được dẫn vào một ống tới một applicator, applicator này được đặt gần với thể tích điều trị. Trong quá trình chăm sóc bệnh nhân, nguồn này trở về một cách tự động tới vị trí an toàn và chỉ được thay thế sau đó. Bằng cách này, liều xạ tới các nhân viên y tế và khách tham quan sẽ được giảm một cách đáng kể.

Những nguy hiểm do bức xạ gây nên có thể được giảm khi có ít thời gian tiếp xúc với nguồn phóng xạ, tăng khoảng cách tới nguồn và có sử dụng màn chắn. Bất kỳ quá trình vận hành nào đều đòi hỏi có kỹ năng, như các kim rất mảnh, cần được tiến hành với các nguồn xác định không có tải. Một bàn chì (lead bench) được sử dụng với các nguồn có độ hoạt động cao hơn. Các nguồn được lưu giữ trong một tủ sắt có khoá, có che chắn với một số ngăn kéo. Mỗi ngăn kéo sẽ được trang bị một số nguồn. Tất cả sự chuyển động của các nguồn này tới và từ tủ đều được ghi vào một quyển sổ.

Các nguồn này đều đã được khử trùng bằng oxit etilen, hoá chất hoặc đun sôi. Trong trường hợp đun sôi, nhiệt độ cực đại được giới hạn ở 180^0C. Mỗi nguồn cần được kiểm tra xem có bị dò không trước khi khử trùng và bất kỳ lúc nào nghi ngờ bị phá huỷ.

5.2.6.1. Sự kiểm kê các nguồn phóng xạ

Các nguồn cố định

Việc đảm bảo chất lượng các nguồn phóng xạ bắt đầu bằng việc thiết lập và duy trì sự kiểm soát danh mục các nguồn. Sự kiểm soát này nên tính đến cả việc bổ sung sự mô tả về thông số nguồn, tên hãng sản xuất, loại model nguồn, số hiệu model, cấu tạo hoá học của các nguyên tố phóng xạ, trạng thái vật lý của nó (ví dụ cesium-137 tồn tại ở dạng hình cầu nhỏ), các kích thước vật lý (chiều dài, bán kính trong, bán kính ngoài, độ dầy) của các vật liệu che chắn, ngày mua, chứng chỉ về tính phóng xạ hay báo cáo tương đương về hoạt độ phóng xạ, số hiệu nhận dạng nguồn và các thông tin thích hợp khác.

Các nguồn tạm thời

Dữ liệu cần đối với nguồn tạm thời cũng giống như nguồn cố định, ngoại trừ số hiệu thực tế và sự định vị các nguồn này tại những thời điểm thay đổi. Tại Mỹ sự kiểm kê hàng quý đối với cả nguồn cố định và nguồn tạm thời là yêu cầu đã có từ lâu, tuy nhiên bây giờ đã thay đổi với tần suất 6 tháng một lần.

5.2.6.2. Quản lý nguồn

Các phương tiện

Việc quản lý các nguồn cố định và tạm thời cần có phương tiện cất giữ thích hợp. Các phương tiện, thiết bị và các kĩ thuật để cất giữ, chuẩn bị để sử dụng và sử dụng nguồn đã thay đổi ít nhiều so với trước đây. Phòng cất nguồn nên được chiếu sáng, có khung, có móc treo để giữ forcept và các công cụ khác và có các lớp bề mặt đổi màu để dễ dàng nhận ra nguồn bị yếu đi. Monitor quan sát vùng chiếu xạ có cả báo động nhìn thấy và nghe thấy, thiết lập ngắt tại thời điểm trước khi chọn liều chiếu thấp là một công cụ bảo vệ tuyệt vời sẽ cảnh báo các cá nhân về sự có mặt của nguồn không được che chắn. Ống đếm Geiger-Mueller với năng lượng thấp và detector nhấp nháy có thể sử dụng trong phòng đặt nguồn để xác định nguồn bị yếu đi, quan sát tất cả các thứ chất lượng kém rời khỏi phòng và xác định xem có ống thông nào sau khi tháo khỏi cơ thể bệnh nhân vẫn còn chứa phóng xạ.

Thông thường các nguồn cố định được cất giữ trong một kho chuyên dụng thiết kế an toàn để giữ cho liều chiếu xạ bề mặt nhỏ hơn 20 mSv/h

(2mR/h). Các nguồn tạm thời như iridium-192 thường được cất giữ trong các container trên tàu hay các container chì khác, các container này được cất trong phòng có lớp tường bằng chì. Để ngăn ngừa sự thiệt hại của các nguồn bị suy yếu,tất cả các khe hở nhỏ trong phòng nên được bao phủ bằng các vật liệu chắn tia phóng xạ.

Hệ thống quan sát

Một bảng điều khiển hữu hình (như một hệ thống trên máy tính cơ sở) là công cụ hữu ích để theo dõi sự dịch chuyển và quay trở lại của nguồn. Mỗi thời điểm một nguồn được di chuyển và quay về tương ứng với một nút thay đổi màu trên bảng điều khiển hay một đầu vào được tạo trong chương trình máy tính. Nút thay đổi màu được sử dụng để cho biết nguồn đang ở trong bệnh nhân.

5.2.6.3. Hồ sơ sử dụng

Nhật ký sử dụng ghi lại lưu lượng của nguồn từ phòng chứa nguồn tới phòng bệnh nhân hay khu vực sử dụng khác và sự quay trở lại của nó. Sử dụng số hiệu đầu vào có thứ tự để theo dõi việc sử dụng nguồn. Hồ sơ được đề xuất bao gồm:

– Tên bệnh nhân và số hiệu bệnh nhân; loại ung thư và bác sĩ điều trị; độ phóng xạ và cường độ của nguồn tại thời điểm thực hiện chiếu xạ.

– Hình thái vật lý của nguồn khi lấy từ phòng chứa nguồn.

– Ngày, giờ và người đang lấy nguồn.

– Hình thái vật lý của nguồn khi quay lại phòng chứa nguồn ngay sau khi thực hiện.

– Hình thái vật lý và độ phóng xạ hay cường độ của nguồn thực tế sử dụng trong bệnh nhân.

– Hình thái vật lý, số lượng và độ phóng xạ hay cường độ của nguồn quay lại phòng chứa nguồn tại thời điểm kết thúc việc điều trị.

– Ngày, giờ và tên của nguồn đang quay về riêng rẽ.

5.2.6.4. Phương tiện vận chuyển

Nhiều thiết bị có thể sử dụng cho việc chuyên chở nguồn từ phòng cất giữ tới phòng thực thi. Liều chiếu xạ bề mặt trên các thiết bị vận chuyển nên nhỏ hơn 100 mSv/h. Các thiết bị vận chuyển nhiều ngăn cho phép chở các

nguồn có mã khác nhau hay các nguồn có độ phóng xạ khác nhau sử dụng với từng bệnh nhân. Trong một lần vận chuyển nên có người đi cùng để xác nhận nguồn. Sự sắp xếp nguồn trong các container vận chuyển cần cẩn thận để loại trừ những lầm lẫn có thể xảy ra trong phòng bệnh nhân khi nguồn được chuyển cho người sử dụng để đặt vào bệnh nhân và khi đưa nguồn quay trở lại nơi cất giữ.

5.2.6.5. Phòng bệnh nhân

Phần lớn việc điều trị với nạp nguồn sau bằng tay xảy ra trong phòng bệnh nhân, riêng việc cấy nguồn thường xảy ra trong phòng phẫu thuật. Khi có lệnh điều khiển phát xạ nên sử dụng các lớp che chắn di động để giảm liều chiếu xạ tới các cá nhân điều khiển nguồn.

5.2.6.6. Sử dụng nguồn

Các nguồn cesium-137 kín thường được thiết kế với thời gian sử dụng mong muốn là 10 năm. Phần lớn những người sử dụng đã sử dụng chúng quá 10 năm nếu không có sự cố xảy ra. Tuy nhiên sau một thời gian nguồn phải được thay thế bởi vì suất liều của chúng bị giảm.

5.2.7. Đặc trưng của các thiết bị LDR

Các thiết bị LDR có các ứng dụng với các cách điều trị cụ thể sau:

– Afterloading Buchler (Buchler GmbH, Germany)

– Curietron Oris (CIS-US, France)

– MicroSelectron LDR và Selectron LDR (Nucletron Engineering BV, Neitherland)

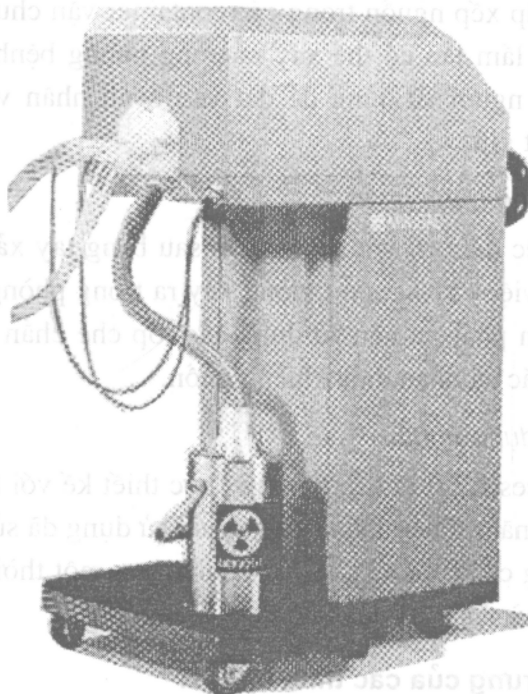
– Minirad (Isotopen- Technik Dr. Sauerwein, Germany)

– Intel- Pal (Intel-Pal GmbH, Germany)

Trong những năm 90 của thế kỷ trước, người ta đã chuyển từ phương pháp đẩy nguồn phóng xạ đến mô (suất liều xung) sang điều trị bằng phương pháp LDR.

Cả sáu phương pháp liệt kê ở trên thì chỉ có phương pháp MicroSelectron LDR còn tiếp tục được sử dụng do liều phóng xạ trong trường hợp này là nhỏ và có thể tác động ở một mức độ ít gây nguy hiểm cho nhân viên điều trị.

Minirad:

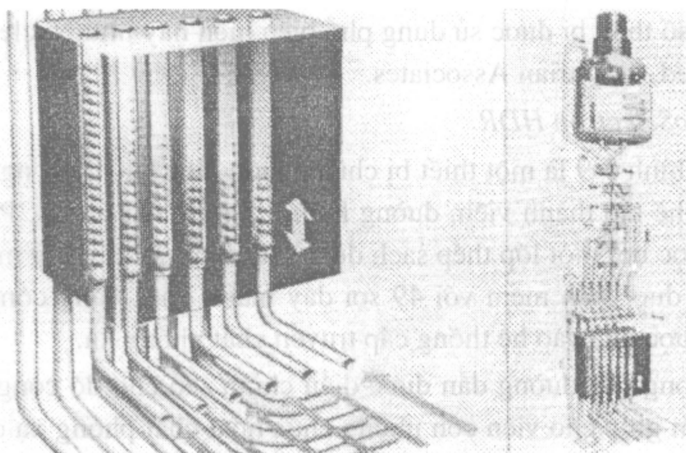


Hình 5-7: *Thiết bị điều trị Minirad*

Thiết bị điều trị Minirad cho xạ trị áp sát suất liều thấp có hình dáng như hình 5-7. Nó có khả năng điều trị cho vài bệnh nhân cùng một lúc. Thiết bị sẽ ngưng kết nối với bệnh nhân khi quá trình truyền chất phóng xạ đến bệnh nhân hoàn tất. Nguồn phóng xạ cho mỗi bệnh nhân thì được giữ trong các ngăn chứa khác nhau và thiết bị có khả năng chứa đến 14 ngăn như vậy. Các chất phóng xạ đã được giữ và được lập trình sẵn quy trình hoạt động của chúng khi được đưa vào cơ thể bệnh nhân.

Selectron- LDR:

Dùng cho việc chiếu xạ liên tục và kiểm tra bệnh nhân. Thiết bị có thể chứa lên tới 48 ống chứa nguồn ^{137}Cs với hoạt độ từ 370 MBq đến 1,48 GBq và bao gồm 6 kênh (dùng để điều trị nhiều bệnh nhân) hoạt động nhờ khí nén. Bộ phận vi điều khiển sẽ điều chỉnh và đưa nguồn tới các phần của cơ thể bệnh nhân.



Hình 5-8: Cơ cấu sắp xếp nguồn trong một thiết bị Selectron LDR.

Thiết bị bao gồm những miếng nhỏ nằm giữa các nguồn phóng xạ để nhằm mục đích phân bố liều phóng xạ cho hợp lí. Đi cùng với nó là những phần tử phóng xạ nhỏ dùng để điều trị bằng phóng xạ.

Hệ thống đặt kế hoạch điều trị bằng nucletron có thể lập kế hoạch điều trị cho cả hai hình thức xạ trị áp sát liều thấp và liều cao. Đối với xạ trị liệu thấp thì hệ thống lập kế hoạch điều trị sẽ sử dụng một card nhớ (chứa thông tin về nguồn điều trị, liều lượng và thời gian điều trị) và cài nó vào hệ thống Selectron- LDR nhằm thiết lập chương trình lập trình điều trị.

5.2.8. Đặc trưng của các thiết bị HDR

Báo cáo số 41 năm 1993 của tổ chức AAPM đã đề cập đến 20 tính năng của một số loại thiết bị xạ trị áp sát suất liều cao như sau:

– Afterloading Buchler (Buchler GmbH, Germany).

– Curietron Oris (HDR) và Curietron-192 (CIS-US, France).

– MicroSelectron HDR và Selectron HDR (Nucletron engineering BV, Neitherland).

– Gamma Med 11i, Gamma Med 12i (Isotopen- Technik Dr. Sauerwein, Germany).

– Omitron-2000 (Omitron Corp, USA).

Các loại thiết bị Gamma Med 11i (Isotopen-Technik Dr. Sauerwein, Germany) và Omitron-2000 (Omitron Corp, USA) hiện nay đã không được sử dụng nữa.

Một số thiết bị được sử dụng phổ biến hiện nay như Nucletron-Oldelft, Gamma Med, và Varian Associates.

MicroSelectron HDR

Trên hình 5-9 là một thiết bị chứa nguồn điều trị HDR, nguồn iridium-192 được chế tạo thành viên, đường kính 3.5 mm, dài 6 mm. Phía ngoài nó được bao bọc bởi một lớp thép sạch đường kính 5mm và dài 9 mm. Viên con nhộng này được hàn mềm với 49 sợi dây mảnh khác bằng công nghệ laser trước khi được đưa vào hệ thống cáp truyền chất phóng xạ.

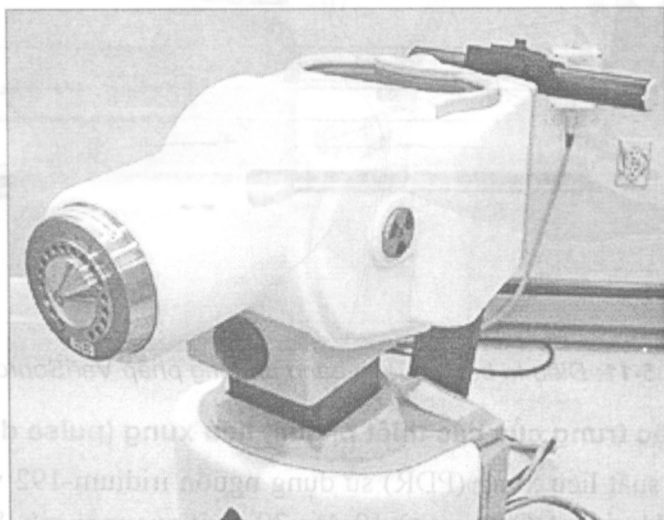
Độ cong của đường dẫn được điều chỉnh sao cho độ cong nhỏ nhất là 1,5cm nhằm giúp cho viên con nhộng chứa hoạt chất phóng xạ chuyển động dễ dàng hơn dưới tác động của áp lực khí. Nguồn chứa chất phóng xạ sẽ được vận chuyển gần về phía applicator với khoảng cách vận chuyển tối đa lên đến 120mm. Với 18 vị trí được tách bởi độ chia 2,5mm hoặc 48 vị trí được tách bởi độ chia 5mm cho phép nguồn phóng xạ chuyển động bước sau mỗi thời gian 0,1s bước. Nguồn có thể được đưa ra khỏi máy với khoảng cách xa nhất là 1500mm.



Hình 5-9: *Thiết bị chứa nguồn Iridium-192*

Thiết bị có các phần hỗ trợ chỉ thị lượng chất phóng xạ, thông báo tình trạng nguồn hoặc tự động chạy pin khi nguồn điện bị mất tín hiệu.

Gamma Med Plus:



***Hình 5-10**: Thiết bị Gamma Med Plus thông dụng*

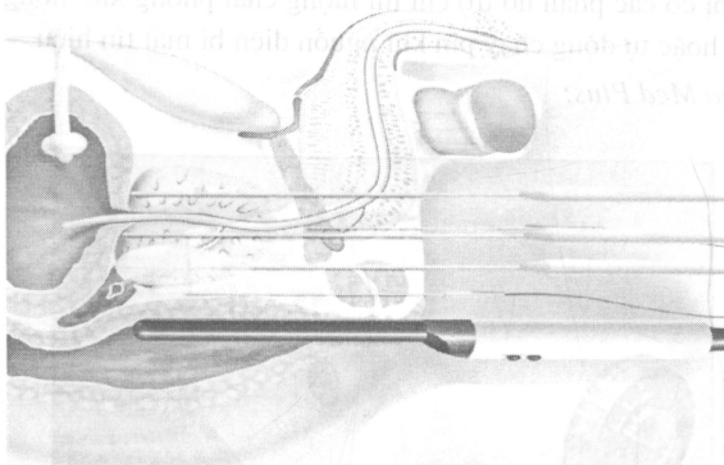
Hệ thống Gamma Med 12i đã được thay thế bằng hệ thống Gamma Med Plus. Hình 5-10 minh hoạ một thiết bị Gamma Med Plus thông dụng.

Nó gồm 24 kênh điều trị, có thể sử dụng phần mềm hỗ trợ cho phép điều trị lên đến 36 kênh. Nguồn iridium-192 được chế tạo thành viên dài 3,5mm và đường kính là 0,6mm; nó được bao bên ngoài bởi vật liệu thép sạch có chiều dài là 4,5mm và đường kính 0,9 mm.

VariSource:

Đây là kỹ thuật mới được sử dụng trong xạ trị áp sát. Nó có khả năng sử dụng một lượng phóng xạ rất nhỏ. Viên phóng xạ có đường kính 0,59 mm và dài 10mm. Nguồn phóng xạ này đủ nhỏ để có thể đưa vào điều trị đường tiểu qua ống thông đường tiểu có độ rộng là 21 (đường kính 0,9mm).

Việc điều khiển được sử dụng hoàn toàn qua máy tính, máy có thể điều trị 20 kênh cùng một lúc, có các chức năng bảo vệ nguồn, tự động chạy pin khi mất nguồn... Hình 5-11 là hình ảnh của việc điều trị bằng phương pháp VariSource với bàng quang.



Hình 5-11: Điều trị bàng quang bằng phương pháp VariSource

5.2.9. Đặc trưng của các thiết bị suất liều xung (pulse dose rate)

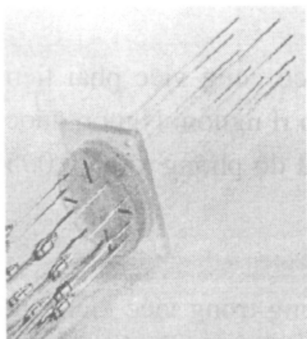
Thiết bị suất liều xung (PDR) sử dụng nguồn iridium-192 với hoạt độ phóng xạ vào khoảng 1 Ci trong từ 10 đến 30 phút của mỗi giờ. Sau đó suất liều phóng xạ sẽ tăng từ 1 Gy/h lên đến 3 Gy/h để tiếp tục điều trị xạ trị liều thấp. Phương pháp này có lợi ích là làm giảm liều lượng phóng xạ mà bệnh nhân hấp thụ, và trong thời điểm phát xung phóng xạ thì suất liều phóng xạ của thiết bị có thể tương đương với xạ trị liều cao.

Tổ chức USNRC của Mỹ yêu cầu tất cả các cơ sở có sử dụng phương pháp xạ trị bằng PDR đều phải áp dụng các hình thức bảo vệ an toàn và các tiến trình kỹ thuật như của phương pháp xạ trị liều cao. Đây là lí do mà phương pháp này ít được sử dụng ở ngoài nước Mỹ.

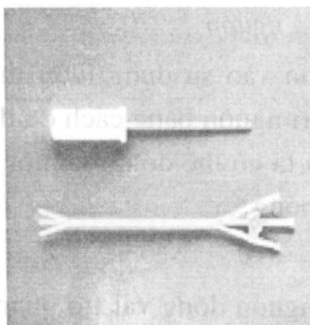
Do liều lượng của tia bức xạ của phương pháp xạ trị Gamma med plus cũng cỡ 1Ci nên thiết bị Gamma med plus cũng có thể được điều chỉnh một chút để trở thành thiết bị xạ trị theo phương pháp suất liều xung.

5.2.10. Các phụ kiện đi kèm

Các phụ kiện đi kèm cho cả ba phương pháp xạ trị LDR, PDR, HDR được thể hiện ở các hình dưới đây. Do phương pháp xạ trị áp sát được phổ biến ở Châu Âu trước nên nhiều phụ kiện hỗ trợ được thiết kế theo chuẩn của Châu Âu.



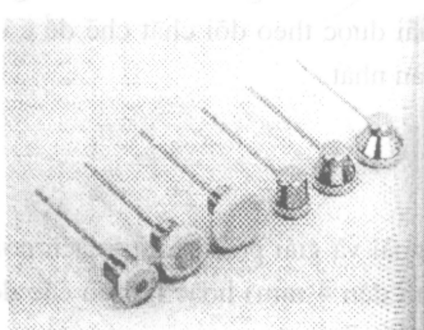
Applicator kẽ tuyến tiền liệt đáy chậu



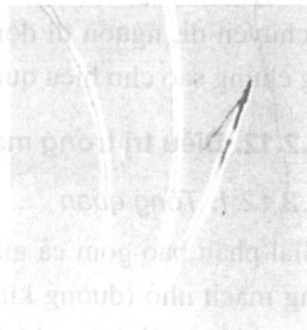
Applicator màng trong ba kênh



Một xilanh đặt âm đạo có che chắn



Một bộ applicator Leipzip



Ống PulmoCath là các ống rút vào được để cố định ống này đúng vị trí cần điều trị

Hình 5-12: Các phụ kiện dùng trong xạ trị áp sát

5.2.11. Điều khiển nguồn

Việc điều khiển nguồn trong xạ trị áp sát điều khiển nạp nguồn sau từ xa không chỉ thiết kế cho việc để điều khiển nguồn mà còn dùng để bảo vệ bệnh nhân khỏi thời gian chiếu phóng xạ quá lâu.

Lưu trữ và quản lí nguồn

Việc bảo trì nguồn không đúng cách hoặc không theo quy chuẩn kỹ thuật được thiết lập trước thì sẽ gây ra sự rò rỉ nguồn phóng xạ ra ngoài. Đó là điều rất nguy hiểm, vì thế trong quá trình lưu trữ và quản lí nguồn thì cần tuân theo các nguyên tắc sau:

– Phải bọc nguồn bằng các vật liệu chuyên dụng

– Thực hiện bảo trì đúng kỹ thuật và đúng thời gian

Kiểm tra độ rò rỉ của nguồn

Trước khi đưa nguồn vào sử dụng luôn luôn có công việc phải tiến hành đó là kiểm tra sự rò rỉ nguồn bằng cách đo độ rò rỉ nguồn. Nguồn được coi là rò rỉ nếu như người ta có thể đo được một hoạt độ phóng xạ là 0,005 mCi xung quanh nguồn phóng xạ.

Kiểm kê nguồn

Quá trình kiểm kê nguồn đóng vai trò quan trọng trong việc kiểm tra chất lượng nguồn. Mỗi loại nguồn phóng xạ thì có độ phóng xạ khác nhau, do đó trong quá trình lưu trữ cần đặt chúng trong các tủ sắt khác nhau. Việc kiểm kê nguồn cũng được tiến hành theo cách đó. Nguồn kiểm kê cũng như nguồn chuyển đi, nguồn di động cần phải được theo dõi chặt chẽ để có thể sử dụng chúng sao cho hiệu quả và an toàn nhất

5.2.12. Điều trị trong mạch

5.2.12.1. Tổng quan

Giải phẫu bao gồm cả giải phẫu ngoài và giải phẫu trong mạch nơi có các động mạch nhỏ (đường kính từ 2 mm đến 4 mm) hoặc nơi có các động mạch ngoại biên với đường kính từ 3mm đến 7 mm.

5.2.12.2. Nguồn và các giải pháp

Điều trị trong mạch áp sát có thể sử dụng một trong các hình thức điều trị khác nhau như: sử dụng tia laser, dùng tia X, tia gamma, hoặc là positron. Tuỳ từng trường hợp mà người ta áp dụng các cách thức điều trị khác nhau nhằm đạt kết quả điều trị tốt nhất. Sau đây ta sẽ đề cập đến các nguyên tố thường dùng trong xạ trị áp sát.

Iridium 192:

Hoạt độ phóng xạ thấp, khoảng 30mCi. Iridium-192 là nguyên tố phóng xạ phát ra tia gamma, thường được sử dụng trọng xạ trị áp sát. Iridium-192 có thể sử dụng trong điều trị mạch máu và xạ trị liều cao.

Phosphorus 32 và Strotium 90:

Có chu kỳ bán rã thấp: Phosphorus 32 (14,3 ngày) và Yttrium 90 (64,1 giờ). Dùng để phát ra phóng xạ hạt beta. Sử dụng trong xạ trị trong mạch.

Strodium 90 / Yttrium 90:

Có chu kỳ bán rã dài 29,1 năm và là một nguồn phát hạt beta ổn định và an toàn.

Xenon 133:

Là nguồn phát hạt beta với năng lượng lớn nhất 0,36 MeV. Khi phát tia gamma thì nó có năng lượng 0,08 MeV. Chu kỳ bán rã nhỏ 5,23 ngày.

Rhenium 186 và Rhenium 188:

Rhenium 186 có chu kỳ bán rã là 90 giờ, phát ra hạt beta có năng lượng 0,349 MeV và tia gamma có năng lượng 0,137MeV. Hoạt độ phóng xạ khá lớn khoảng 10^4 Ci/g.

Vanadium 48:

Dòng photon được chiếu xạ và phân bố vào trong mô. Tuy nhiên, việc đo liều lượng hấp thụ hạt beta là rất khó và không đảm bảo độ chính xác. Vì vậy với kỹ thuật điều trị hiện có, người ta không sử dụng chất này.

5.2.12.3. Kiểm tra máy

Nói chung việc kiểm tra máy cần phải được thực hiện theo tiêu chuẩn chất lượng chặt chẽ nhằm đảm bảo độ an toàn cao nhất có thể cho người sử dụng khi tiếp xúc với máy. Có nhiều hệ thống kiểm tra chất lượng khác nhau nhưng tiêu chuẩn về an toàn bức xạ AAPM TG60 có đề ra một số các mục mà nhà sản xuất thiết bị phải tuân theo trong quá trình kiểm tra chất lượng như sau:

– Các thông số của nguồn phóng xạ.

– Phát triển hệ thống hướng dẫn và lưu trữ nguồn.

– Kiểm tra các thuộc tính vật lí của nguồn và của hệ thống.

– Kiểm tra tính hoạt động của nguồn.

– Yêu cầu tiệt trùng.

– Phát triển các thủ tục vận chuyển và loại bỏ (nếu yêu cầu).

– Đề phòng các trường hợp khẩn cấp.

– Hiểu biết về khả năng của mỗi thành viên trong trong tổ.

– Tài liệu điều trị.

– Tài liệu đo liều lượng.

- Điều khiển các mức độ phóng xạ.

- Tiến hành đào tạo các thành viên trong nhóm.

5.2.13. Kết luận

Xạ trị áp sát sẽ vẫn tiếp tục phát triển trong thời gian tới. Phương pháp đưa nguồn phóng xạ vào trong cơ thể theo cách thông thường sẽ bị thay thế bởi phương áp xạ trị nạp nguồn sau từ xa (HDR) và phương pháp suất liều xung (PDR).

Phương pháp HDR sẽ vẫn tiếp tục phát triển trong thời gian tới với những cải tiến của nó, sử dụng các dụng cụ hỗ trợ mới để điều khiển quá trình nạp nguồn vào trong cơ thể một cách chính xác hơn nữa.

5.3. THIẾT BỊ XẠ TRỊ COBALT-60

5.3.1. Giới thiệu chung

5.3.1.1. Lịch sử phát triển

Trước năm 1951, các thiết bị xạ trị từ xa là các thiết bị dùng radi từ xa (teleradium unit), các thiết bị này bao gồm vài gam radi trong một vỏ bọc kín. Các thiết bị radi từ xa (*teleradium*) rất đắt, được trang bị một chùm tia phóng xạ với cường độ thấp và được xem như không phù hợp với việc điều trị lâm sàng. Sau chiến tranh thế giới thứ hai, các lò phản ứng hạt nhân được xây dựng để tạo ra các đồng vị phóng xạ cho các mục đích chung. Nguồn Co-60 có độ hoạt động cao lần đầu tiên được sử dụng cho mục đích y tế được tạo ra ở Canada vào năm 1951. Vào năm 1952, Johns và các cộng sự của ông đã tạo ra thiết bị xạ trị từ xa Co-60. Ngày nay, có ít các thiết bị Co-60 được sản xuất, chủ yếu để bán cho các nước ngoài nước Mỹ và Châu Âu. Tuy nhiên, hiện nay vẫn còn một số đang được sử dụng và được các bác sĩ chuyên khoa ung thư ưa chuộng trong việc điều trị giảm nhẹ bệnh và cho việc điều trị các cấu trúc nông, như một số khối u vùng đầu và cổ.

5.3.1.2. Ưu nhược điểm của thiết bị Co-60

Co-60 là một thiết bị xạ trị kinh tế, đơn giản và đáng tin cậy hơn một máy gia tốc tuyến tính đắt tiền, phức tạp và kém tin cậy. Nhưng ngược lại, một máy gia tốc tuyến tính cho ra các đặc tính của chùm tia như độ sâu liều

cực đại (d_{max}) lớn hơn, vùng nửa tối nhỏ hơn, nói chung chất lượng cao hơn thiết bị Co-60, việc điều trị cũng nhanh hơn.

Hơn 50% các ca ung thư hiện nay được điều trị bằng Co-60, và vào năm 1987, bác sĩ điều trị ung thư bằng phóng xạ đầu tiên, Gilbert Fletcher, đã nói rằng "mỗi khoa được trang bị tốt đều phải có một máy gia tốc tuyến tính 18-20 MV và một máy Co-60 để dự phòng". Khoảng cách từ nguồn tới trục (SAD) là 80cm ở máy Co-60 được thay bằng 100cm ở máy gia tốc tuyến tính mà tạo ra các tia X 4 MV- 6MV.

Rất nhiều cuộc tranh cãi liên quan đến các chi tiết của phép đo liều lượng chùm tia tương đối của hai thiết bị, đặc biệt là độ sâu bề mặt tương đối, độ sâu liều cực đại (d_{max}), và vùng nửa tối của chùm tia. Các tia gamma của thiết bị Co-60 ở một mức độ nào đó bị hấp thụ ít hơn trong xương và sụn khác nhau so với các tia X mang năng lượng cao.

5.3.1.3. Tình hình sử dụng thiết bị trên toàn thế giới

Tại nước Mỹ vào năm 1975 có 970 thiết bị Co-60 và 407 máy gia tốc tuyến tính. Vào năm 1998, tại Mỹ có ít hơn 300 máy Co-60 và trên 3000 máy gia tốc tuyến tính. Rất nhiều máy gia tốc tuyến tính được lắp đặt tại các khoa điều trị, trong đó một máy gia tốc tuyến tính đơn với cả chùm tia X và electron được lựa chọn là thiết bị điều trị. Vào năm 1986, trên thế giới (trừ nước Mỹ) có tất cả 1700 thiết bị điều trị Co-60, Trung Quốc có vài trăm máy. Hiện nay, trên thế giới có khoảng 2000 máy Co-60. Trên thế giới vẫn sử dụng máy Co-60 là do được quảng cáo bởi tính kinh tế, sự vận hành đơn giản và độ tin cậy của chúng, đây là một điều rất quan trọng ở các nước đang phát triển với các nguồn lực chăm sóc sức khoẻ hạn chế. Tại Trung Quốc và Ấn độ, một thiết bị Co-60 được sử dụng để điều trị cho khoảng 100 bệnh nhân trong một ngày điều trị nhiều. Tổ chức y tế thế giới WTO ước tính số ca ung thư mới mỗi năm sẽ tăng lên khoảng 9 triệu trong năm 2000 và có thể khoảng 15 triệu vào năm 2015. Với gánh nặng của việc tăng các ca ung thư ở các nước đang phát triển, các thiết bị xạ trị Co-60 vẫn tiếp tục cung cấp khả năng điều trị tiêu chuẩn cao, với việc tiết kiệm chi phí cho nhiều bệnh nhân.

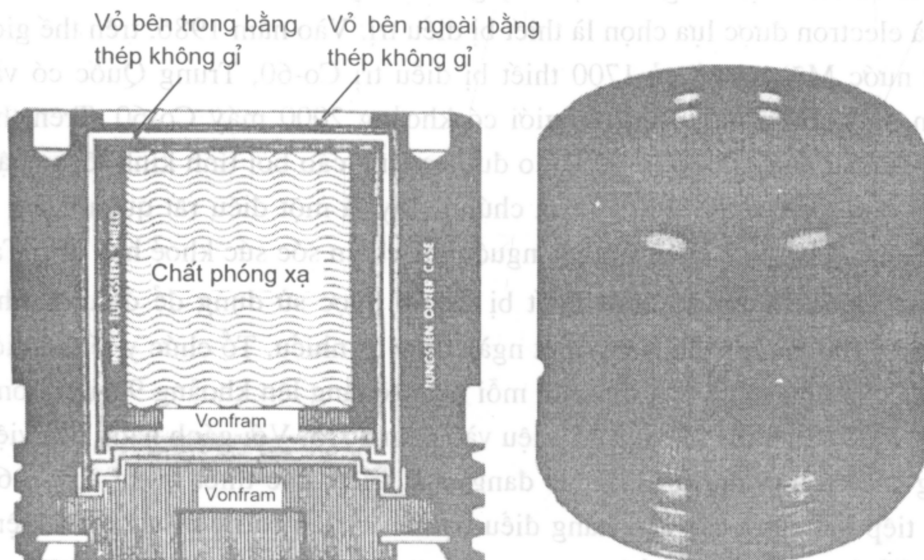
5.3.2. Thiết kế của thiết bị Co-60 hiện đại

5.3.2.1. Các tính chất vật lý của Co-60

Cobalt là một kim loại màu trắng bạc ở thể rắn (mật độ khối là 8900 kg/m^3) với điểm nóng chảy cao (1500 K), quặng không phát xạ của nó hiếm khi tìm thấy dưới các dạng đá xuất hiện tự nhiên. Công thức hoá học là Co (số nguyên tử 27, khối lượng nguyên tử 58,933 amu). Khi Co-59 được bắn phá bằng các neutron trong các lò phản ứng hạt nhân, kết quả sẽ tạo ra phóng xạ Co-60, với chu kỳ bán rã là 5,261 năm và tốc độ phát xạ không đổi là 1,31 $Rm^2h^{-1}Ci^{-1}$, phân rã beta để tạo thành niken-60 ổn định, tạo ra các tia gamma 1,17 MeV và 1,33 MeV.

5.3.2.2. Sản xuất và đóng gói nguồn phóng xạ

Một vỏ chuẩn để đóng gói nguồn Co-60 đã được nhà sản xuất thiết bị xạ trị cho phép (hình 5-13). Nguồn Co-60 đã được giữ lại bên trong hai hộp bằng thép không gỉ, hai hộp này đã được hàn kín để ngăn sự phát phóng xạ ra bên ngoài. Để suy giảm các tia gamma phát theo các hướng không mong muốn, người ta sử dụng vonfram, urani hoặc chì để bọc bảo vệ quanh nguồn. Các tia gamma phát ra theo hướng mong muốn đi qua một tấm thép mỏng và bị suy giảm không đáng kể.



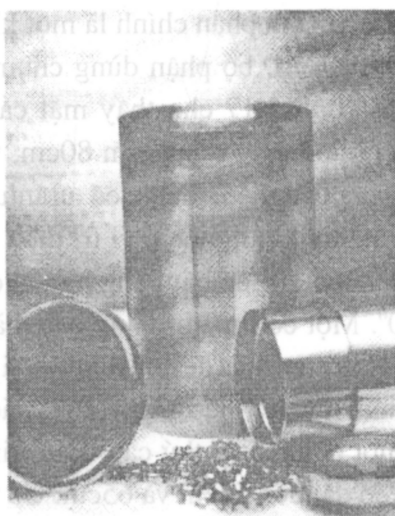
***Hình 5-13:** Ảnh chụp một vỏ nguồn ^{60}Co và mặt cắt thẳng của nó*

Một viên Co-59 đường kính 1mm, dài 1mm hoặc rất mỏng được đặt trong một dòng neutron mật độ dày đặc (khoảng 10^{14} $cm^{-2}s^{-1}$) trong một lò phản ứng hạt nhân. Phần giao nhau (cross section) cho bẫy neutron là 37 barn (10^{-24} cm^2/nguyên tử). Khoảng thời gian phát xạ, thường là nhiều tháng tới 3, 4 năm, quyết định độ hoạt động của nguồn. Độ hoạt động (độ hoạt động trên một đơn vị khối lượng) của các nguồn Co-60 trong các thiết bị xạ trị vào khoảng 300 Ci/gm sau 3 năm. Nguồn phóng xạ này được đặt trong các lớp vỏ kép đặc biệt làm từ thép không rỉ carbon thấp (minh hoạ ở hình 5-14 và hình 5-15), có đường kính khoảng 1,5 cm đến 2 cm, chiều cao khoảng 1 đến 2,5 cm và được hàn kín bằng heli. Các viên này được thiết kế để ngăn sự rò, nhiễm bẩn và để ngăn sự dịch chuyển của chất phóng xạ trong vỏ bọc trong khi vận chuyển.

Độ hoạt động của nguồn thay đổi từ 185 TBq (5000 Ci) tới 555 TBq (15000 Ci) và tạo ra tốc độ phát xạ từ 125 tới 250 Roentgen một phút ở khoảng cách 1 mét.

Kể từ khi ra đời vào năm 1951 với độ hoạt động danh định là 37 TBq (1000Ci), khoảng cách điều trị SSD là 70 cm, các thiết bị xạ trị Co-60 đã được thiết kế phù hợp với việc tăng độ hoạt động và tăng khoảng cách từ nguồn tới trục SAD.

Các thiết bị hiện đại có khoảng cách SAD là 80 cm hoặc 100 cm.



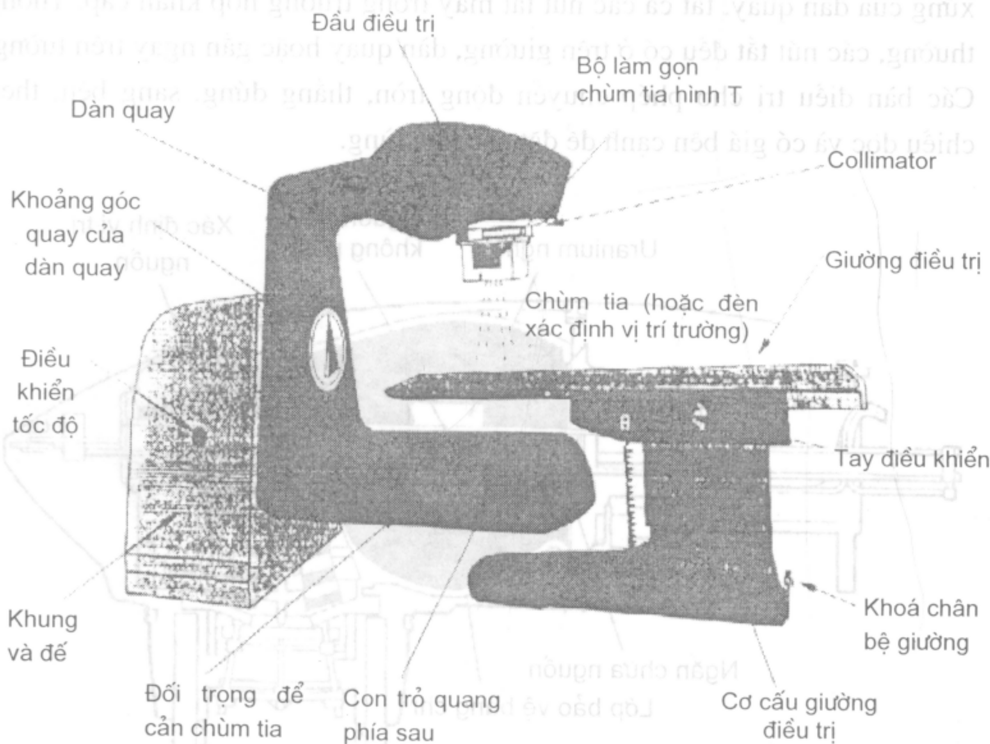
***Hình 5-14:** Các viên Co-60 và vỏ đựng trước khi đóng gói*



Hình 5-15: *Nguồn Co-60 đúc đặc đặt trong một vỏ chứa nguồn*

5.3.2.1. Cấu trúc thiết bị

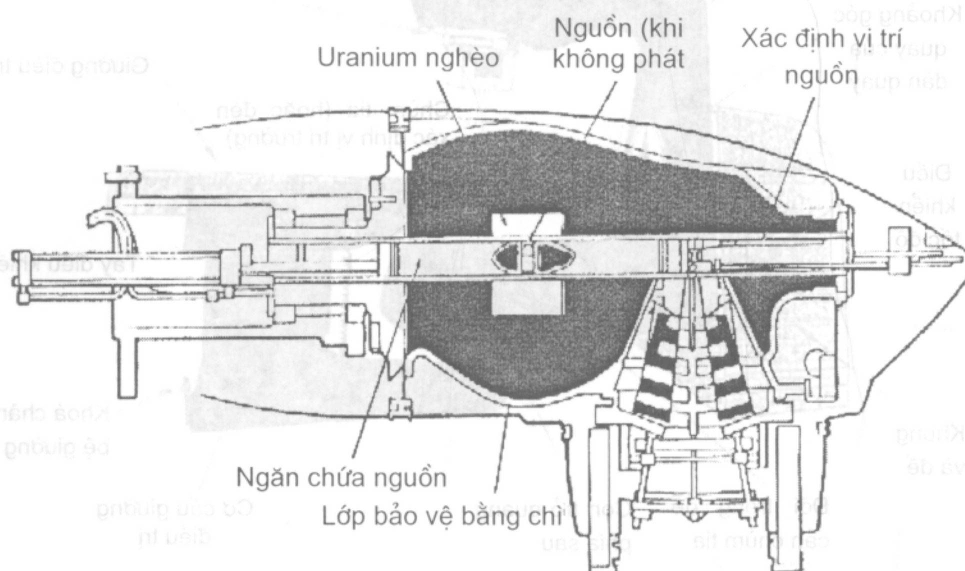
Hình 5-16 minh hoạ một số đặc điểm điển hình của một máy Co-60 đồng tâm (isocentric). Các thành phần chính là một khung máy (*mainframe*), chân đế, dàn quay, đầu điều trị, bộ phận dừng chùm tia, ống chuẩn trực đi kèm và giường điều trị. Hình 5-17 cho thấy mặt cắt của một đầu điều trị. Thiết bị này có đặc điểm là đường đồng tâm 80cm, và một đầu điều trị đặc được bọc bằng chì và urani nghèo (depleted uranium). Ngăn chứa nguồn được điều khiển nhờ khí nén; khi nguồn ở vị trí điều trị, kim dụng cụ chỉ thị vị trí nguồn nhô ra từ đầu điều trị để báo rằng nguồn đang ở ngoài. Đầu chứa nguồn có thể quay 360^0. Một collimator bằng các thành phần hợp kim nặng nhiều lá có thể điều chỉnh liên tục để tối thiểu hoá vùng nửa tối. Hai cặp thanh trimmer bằng urani suy yếu tiếp xúc với bộ xác định sơ cấp ở khoảng cách 45 cm xem như một collimator thứ cấp. Các trimmer có thể di chuyển được thêm vào có thể kéo dài đến 55cm và 65cm. Có thể đạt được kích thước trường chiếu là 30 cm × 30 cm ở khoảng cách SSD là 80 cm.



***Hình 5-16:** Hình vẽ một thiết bị xạ trị từ xa đồng tâm Co-60.*

Hầu hết các thiết bị điều trị Co-60 cho phép dàn quay quay 360^0 ở các tốc độ khác nhau trong một phút hoặc ít hơn, cho phép quay các cung đơn, tăng các cung hoặc điều trị quay tròn. Động cơ lái collimator quay nói chung thường lớn hơn $\pm 90^0$ so với vị trí danh định. Thông thường, hầu hết các máy đều có bộ phận dừng chùm tia hoặc các đối trọng không có bộ phận dừng chùm tia. Đầu điều trị có thể quay từ $\pm 90^0$ từ phương thẳng đứng tới góc 360^0. Tất cả các máy đều có đèn để mô phỏng trường bức xạ với kích thước thay đổi từ 4 cm × 4 cm tới 35 cm × 35 cm hoặc 40 cm × 40 cm. Các bộ lọc nêm (*wedge filter*) phụ thuộc vào kích thước trường chiếu, không phải là một bộ lọc duy nhất sử dụng cho mọi trường chiếu. Tay điều khiển thường là các tay quay cho phép sử dụng ở cả hai phía của dàn quay. Tay điều khiển nói chung điều khiển được tất cả các bộ phận trên một hoặc hai phía đối

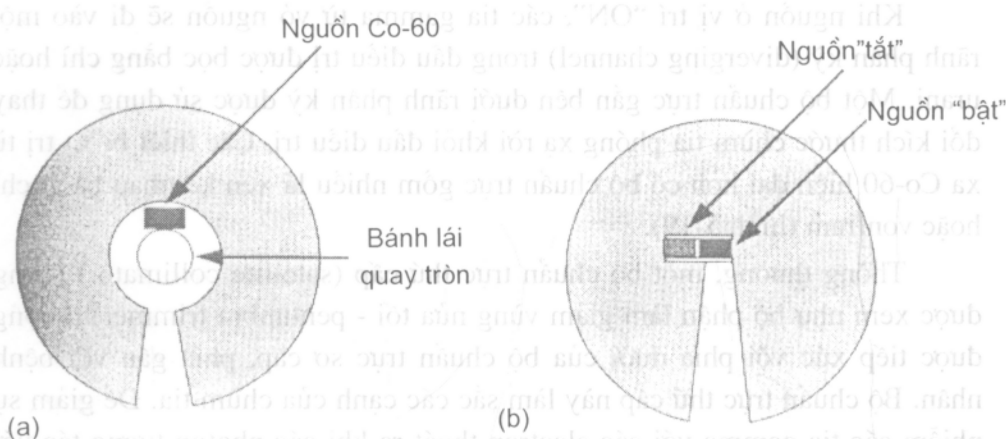
xứng của dàn quay, tất cả các nút tắt máy trong trường hợp khẩn cấp. Thông thường, các nút tắt đều có ở trên giường, dàn quay hoặc gắn ngay trên tường. Các bàn điều trị cho phép chuyển động tròn, thẳng đứng, sang bên, theo chiều dọc và có giá bên cạnh để đặt các phụ tùng.



Hình 5-17: *Mặt cắt của đầu chứa nguồn trong máy Co-60*

5.3.2.4. Cơ chế phát phóng xạ nguồn

Một số phương pháp đã được áp dụng để phát và che chắn nguồn Co-60. Hai kỹ thuật thường được sử dụng nhất được minh hoạ ở hình 5-18. Một số nhà sản xuất đặt nguồn trong một bánh lái kim loại (hình 5-18 a), bánh lái này quay 180^0 để phát nguồn. Một động cơ giữ nguồn ở vị trí "ON". Một lò xo (*spring*) tiếp xúc với bánh lái để chuyển nguồn sang vị trí "OFF" khi động cơ bị ngắt. Một phương pháp khác để phát nguồn (hình 5-18 b) là sử dụng áp lực không khí được phát ra từ một máy nén nhỏ giữ nguồn ở vị trí "ON". Nguồn sẽ được kéo tới vị trí bị che bởi một lò xo khi không khí nén thoát ra. Cả hai phương án thiết kế này đều được xem là an toàn, trong đó nguồn sẽ trở về vị trí bị che nếu như nguồn của thiết bị bị ngắt.



Hình 5-18: Hai phương pháp thông thường để phát và che chắn nguồn phóng xạ

5.3.2.5. Khoảng thời gian sử dụng nguồn và thay thế nguồn

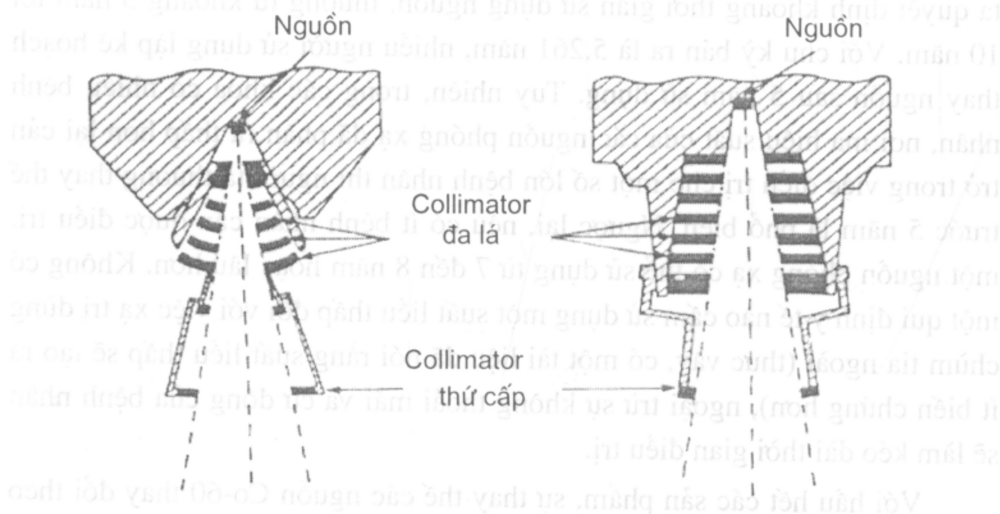
Tuỳ theo số lượng bệnh nhân và xem xét về khía cạnh kinh tế để người ta quyết định khoảng thời gian sử dụng nguồn, thường từ khoảng 3 năm tới 10 năm. Với chu kỳ bán ra là 5,261 năm, nhiều người sử dụng lập kế hoạch thay nguồn sau 5 năm sử dụng. Tuy nhiên, trong các khoa có nhiều bệnh nhân, nơi mà hiệu suất của các nguồn phóng xạ đã phân rã thấp hơn lại cản trở trong việc điều trị cho một số lớn bệnh nhân thì người ta thường thay thế trước 5 năm là phổ biến. Ngược lại, nếu có ít bệnh nhân cần được điều trị, một nguồn phóng xạ có thể sử dụng từ 7 đến 8 năm hoặc lâu hơn. Không có một qui định y tế nào cấm sử dụng một suất liều thấp đối với việc xạ trị dùng chùm tia ngoài (thực vậy, có một tài liệu đã nói rằng suất liều thấp sẽ tạo ra ít biến chứng hơn), ngoại trừ sự không thoải mái và cử động của bệnh nhân sẽ làm kéo dài thời gian điều trị.

Với hầu hết các sản phẩm, sự thay thế các nguồn Co-60 thay đổi theo giá thành phụ thuộc vào các phương thức và nhà sản xuất. Ngoại trừ các nguồn do các công ty nhà nước cung cấp cho các máy Co-60 nhà nước thiết kế, khi thay thế nguồn thường chi phí khoảng 4 USD/Ci, với các thiết kế dạng viên nhỏ (pellet) thường đắt hơn thiết kế kiểu đúc đặc (solid cast). Thay thế các nguồn nói chung thường là do các nhà sản xuất hoặc các công ty chuyên về việc sản xuất các nguồn thay thế.

5.3.2.6. Collimator

Khi nguồn ở vị trí "ON", các tia gamma từ vỏ nguồn sẽ đi vào một rãnh phân kỳ (diverging channel) trong đầu điều trị được bọc bằng chì hoặc urani. Một bộ chuẩn trực gắn bên dưới rãnh phân kỳ được sử dụng để thay đổi kích thước chùm tia phóng xạ rời khỏi đầu điều trị. Các thiết bị xạ trị từ xa Co-60 hiện đại hơn có bộ chuẩn trực gồm nhiều lá xen kẽ nhau bằng chì hoặc vonfram (hình 5-19).

Thông thường, một bộ chuẩn trực thứ cấp (satellite collimator) (cũng được xem như bộ phận làm giảm vùng nửa tối - penumbra trimmer) thường được tiếp xúc với phía dưới của bộ chuẩn trực sơ cấp, phía gần với bệnh nhân. Bộ chuẩn trực thứ cấp này làm sắc các cạnh của chùm tia. Để giảm sự nhiễm các tia gamma với các electron thoát ra khi các photon tương tác với các tấm chuẩn trực, phía cuối của bộ chuẩn trực cần cách da bệnh nhân ít nhất 15 cm. Tại khoảng cách ngắn hơn, một số đáng kể các electron có thể tới da bệnh nhân và tạo ra các phản ứng nghiêm trọng với da.

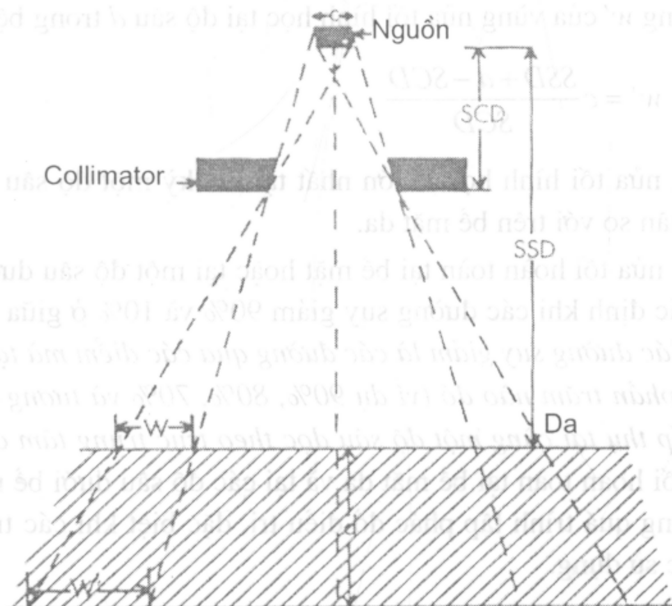


Hình 5-19: *Hai loại collimator interleaved và multileaved với collimator thứ cấp*

Để xác định vị trí của chùm tia gamma và vị trí của bệnh nhân khi điều trị, người ta sử dụng một bộ định vị bằng ánh sáng. Một gương được đặt bên trong bộ chuẩn trực sẽ phản chiếu ánh sáng từ một bóng đèn để cho một vùng sáng trùng khớp với chùm tia xạ phát ra từ bộ chuẩn trực.

5.3.2.7. Sự không sắc nét cạnh chùm tia (beam edge unsharpness)

Kích thước hạn chế của các nguồn xạ trị từ xa đã tạo nên một vùng đường viền không rõ ràng đối với các trường bức xạ. Vùng đường viền không rõ ràng này theo thuật ngữ được gọi là vùng nửa tối hình học. Sự không sắc cạnh tại bề mặt da và tại một độ sâu *d* trong bệnh nhân được minh hoạ ở hình 5-20:



***Hình 5-20:** Hình vẽ biểu thị sự không sắc nét cạnh chùm tia gây nên bởi kích thước hạn chế của một nguồn Co-60.*

Bề rộng *w* của vùng nửa tối hình học tại bề mặt da là:

$$w = c\frac{SSD - SCD}{SCD}$$

Trong đó: *c* biểu thị cho đường kính của nguồn phóng xạ, *SSD* là khoảng cách từ nguồn phóng xạ tới bề mặt da, và *SCD* là khoảng cách từ nguồn tới bộ chuẩn trực.

Vùng nửa tối hình học phụ thuộc vào kích thước của trường bức xạ. Vùng nửa tối hình học tại da bệnh nhân có thể được ước tính bằng cách đặt mặt dưới của bộ chuẩn trực lên da bệnh nhân. Khi đó, *SSD* = *SCD* và độ rộng

vùng tối $w = 0$. Tuy nhiên, người ta thường tránh tiến hành theo cách này với các tia X năng lượng cao và chùm tia gamma do các electron từ bộ chuẩn trực phát ra có thể nhiễm vào chùm tia bức xạ tại bề mặt da. Để tối thiểu hoá kích thước của vùng nửa tối hình học, người ta sử dụng các nguồn phóng xạ có độ hoạt động cao, các nguồn này được cấu trúc với đường kính nhỏ nhất có thể. Như vậy, các nguồn phóng xạ có thể cung cấp một chùm tia xạ có cường độ hợp lý và vùng nửa tối tương đối nhỏ.

Bề rộng w' của vùng nửa tối hình học tại độ sâu d trong bệnh nhân là:

$$w' = c\frac{SSD + d - SCD}{SCD}$$

Vùng nửa tối hình học là lớn nhất tại bất kỳ một độ sâu nào trong cơ thể bệnh nhân so với trên bề mặt da.

Vùng nửa tối hoàn toàn tại bề mặt hoặc tại một độ sâu dưới bề mặt đôi khi được xác định khi các đường suy giảm 90% và 10% ở giữa các cạnh của chùm tia. *Các đường suy giảm là các đường qua các điểm mà tại đó liều hấp thụ là một phần trăm nào đó (ví dụ 90%, 80%, 70% và tương tự) của năng lượng bị hấp thụ tại cùng một độ sâu dọc theo trục trung tâm của chùm tia.* Vùng nửa tối hoàn toàn tại bề mặt da và tại các độ sâu dưới bề mặt cần được xem xét trong quá trình lập phác đồ điều trị, đặc biệt khi các trường bức xạ liền kề được sử dụng.

5.3.2.8. Các thiết bị đồng tâm (isocentric units)

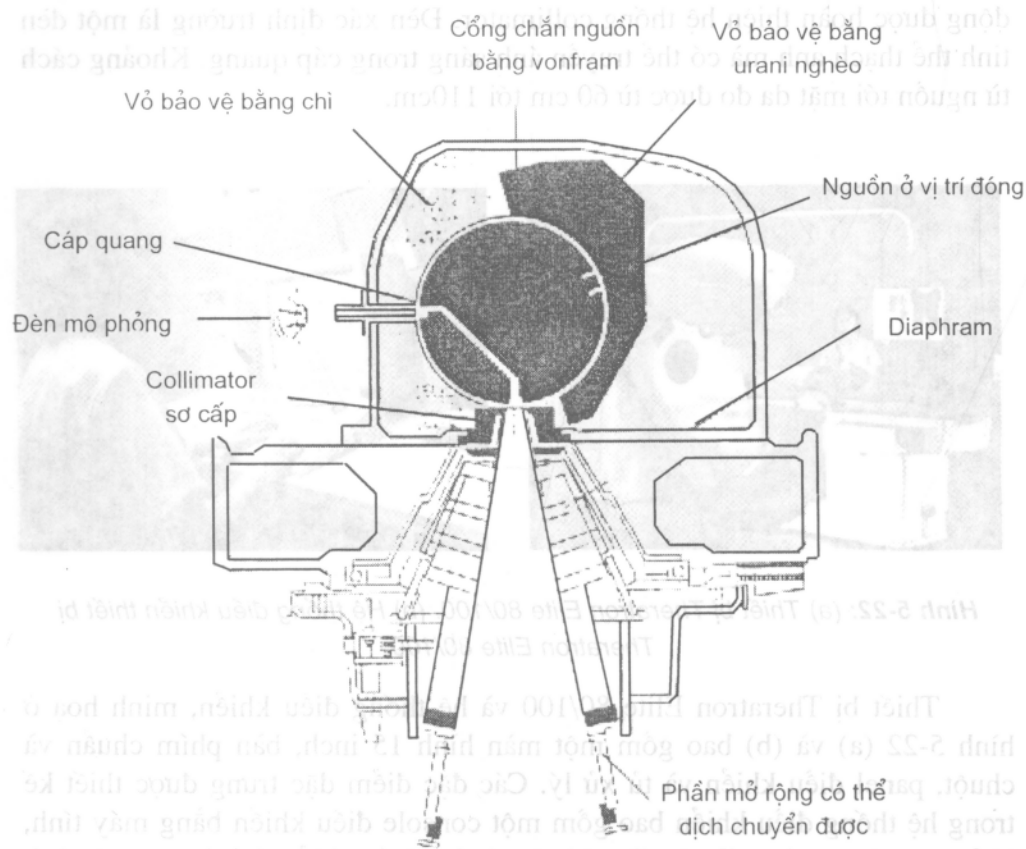
Các thiết bị xạ trị từ xa Co-60 có giá đứng và có giá đồng tâm đều sẵn có để dùng và vẫn được sử dụng ở các khoa xạ trị. Các thiết bị đồng tâm được thiết kế quay quanh một trục đặt ở một vị trí cố định so với nguồn. Khoảng cách này thường là 80 cm, tuy vậy một số thiết bị có khoảng cách này là 95 cm hoặc 100 cm vẫn được sử dụng.

Ưu điểm đầu tiên của thiết bị điều trị đồng tâm này là nó được thiết lập để điều trị cho bệnh nhân. Với một thiết bị đồng tâm, bệnh nhân chỉ cần vào vị trí một lần trong quá trình chuẩn bị điều trị cho một thể tích bia đơn với các chùm tia được hướng từ hai hay nhiều góc. Ngược lại, thiết bị có giá đứng thường đòi hỏi vị trí của bệnh nhân thay đổi (ví dụ bệnh nhân cần chuyển từ vị trí nằm ngửa sang vị trí nằm sấp) hoặc giường điều trị cần được chuyển để đặt lại vị trí đầu điều trị.

Một ưu điểm nữa của thiết bị đồng tâm là nó cho phép quay hoặc điều trị theo hình vòng cung. Với điều trị theo hình vòng cung, dàn quay sẽ quay trong khi điều trị để chuyển đầu điều trị vòng quanh tâm. Bệnh nhân được đặt sao cho tâm của thể tích bia được đặt tại đúng tâm điểm và chùm tia sẽ phát xạ vào thể tích bia trong vòng cung của nó.

Hầu hết việc thiết lập quá trình xạ trị từ xa đồng tâm bao gồm các đèn tường, đèn trần hoặc đèn laser sao cho tạo ra được chùm sáng hẹp giao nhau tại đúng tâm. Sự xếp chồng của các chùm tia laser sẽ đánh dấu lên da bệnh nhân cho phép việc điều trị được tiến hành một cách nhanh chóng. Với hầu hết các thiết bị xạ trị từ xa, một vật đối trọng sẽ cân bằng với trọng lượng của đầu điều trị trong quá trình quay. Thường thì đối trọng này tạo ra một vật chắn sơ cấp cho các bức tường của phòng điều trị.

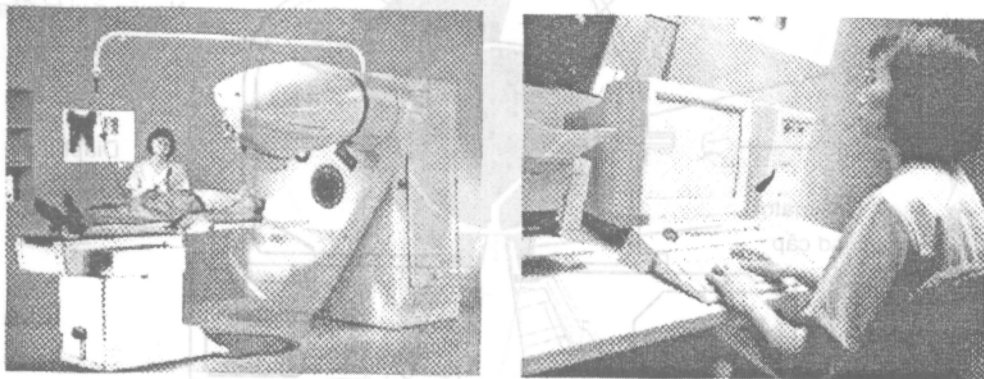
5.3.3. Sự phát triển trong thiết kế thiết bị hiện nay



Hình 5-21: Các thành phần của một đầu chứa nguồn của máy Co-60.

Các thiết bị Co-60 thời kỳ đầu thường được điều khiển bằng tay đơn giản. Vào năm 1995, một cuộc nghiên cứu đã lưu ý rằng "các giao diện của thiết bị điều trị Co-60 chắc chắn hơn máy gia tốc tuyến tính do nguyên tắc thiết kế". Điều này là do cấu trúc rầm (console) tương đối đơn giản so với máy gia tốc tuyến tính. Một thách thức là phải duy trì thiết kế tốt của máy Co-60 kết hợp chặt chẽ với việc điều khiển bằng máy tính (tương tự như với máy gia tốc tuyến tính). Sự phát triển hiện nay trong việc thiết kế các thiết bị xạ trị Co-60 đã cải thiện được quá trình hỗ trợ cho cấu trúc rầm dưới sự điều khiển của máy tính.

Một thiết bị của Pháp, Cirus, được minh hoạ ở hình 5-21 có đặc điểm: đầu phát bức xạ nhỏ gọn, được gắn với dàn quay bởi các bu-lông. Dung lượng của đầu cực đại là 174,6 cGy/phút ở khoảng cách 1 mét (200 Rmm). Nguồn quay quanh vị trí của nó qua một collimator sơ cấp phía trên hai cặp hàm đối xứng năm tầng. Các applicator bằng urani nghèo có thể chuyển động được hoàn thiện hệ thống collimator. Đèn xác định trường là một đèn tinh thể thạch anh mà có thể truyền ánh sáng trong cáp quang. Khoảng cách từ nguồn tới mặt da đo được từ 60 cm tới 110cm.



Hình 5-22: *(a) Thiết bị Theratron Elite 80/100. (b) Hệ thống điều khiển thiết bị Theratron Elite 80/100.*

Thiết bị Theratron Elite 80/100 và hệ thống điều khiển, minh hoạ ở hình 5-22 (a) và (b) bao gồm một màn hình 15 inch, bàn phím chuẩn và chuột, panel điều khiển và tủ xử lý. Các đặc điểm đặc trưng được thiết kế trong hệ thống điều khiển bao gồm một console điều khiển bằng máy tính, khả năng thông tin với các đĩa ghi và các hệ thống kiểm lại, in ra quá trình điều trị một cách tự động, màn hình ở chế độ phục vụ, bản in danh sách quản

lý chất lượng thiết bị hàng ngày, hàng tuần, sửa lỗi người sử dụng và đóng collimator tự động.

Thiết bị Theratron Elite 80/100 được thiết kế với hệ thống vận hành trên cơ sở thời gian thực QNX. Các phần màn hình thích hợp được phát sáng để xác định các tham số điều trị mà người vận hành cần nhập vào. Các tham số thiết bị cần xác định nhanh từ bên ngoài phòng điều trị. Tình trạng khoá liên động hiển thị các lỗi khoá liên động và các thông tin cảnh báo mà bị cấm, chấm dứt hoặc tạm dừng điều trị. Vị trí dàn quay từ xa có thể tác động được nhờ một menu kéo lên trên thanh công cụ. Các lệnh khoá liên động nhận được từ giao diện thiết bị sẽ ngăn hoặc tạm dừng việc điều trị nếu các tham số điều trị thiết lập trong phòng điều trị không phù hợp với các tham số vào trong hệ thống bản ghi và kiểm tra. Các ưu điểm bao gồm độ chính xác tối ưu trong việc phân phối liều với một người sử dụng, xác định rõ giá trị sửa lỗi nhanh tự động thêm vào trong thời gian điều trị, làm tăng sự đơn giản trong khi vận hành với giao diện đồ họa thân thiện với người sử dụng, sự tích hợp thiết bị Theratron Elite 80/100 vào một hệ thống bản ghi và kiểm tra cùng với việc đóng collimator tự động trong trường hợp khẩn cấp đã làm nâng cao độ an toàn cho bệnh nhân và những người vận hành. Thiết bị Teragram có đặc điểm hệ thống điều khiển bằng vi xử lý, màn hiển thị màu, phần mềm cải tiến và hiển thị các tham số trên trục của dàn quay dưới dạng số hoá.

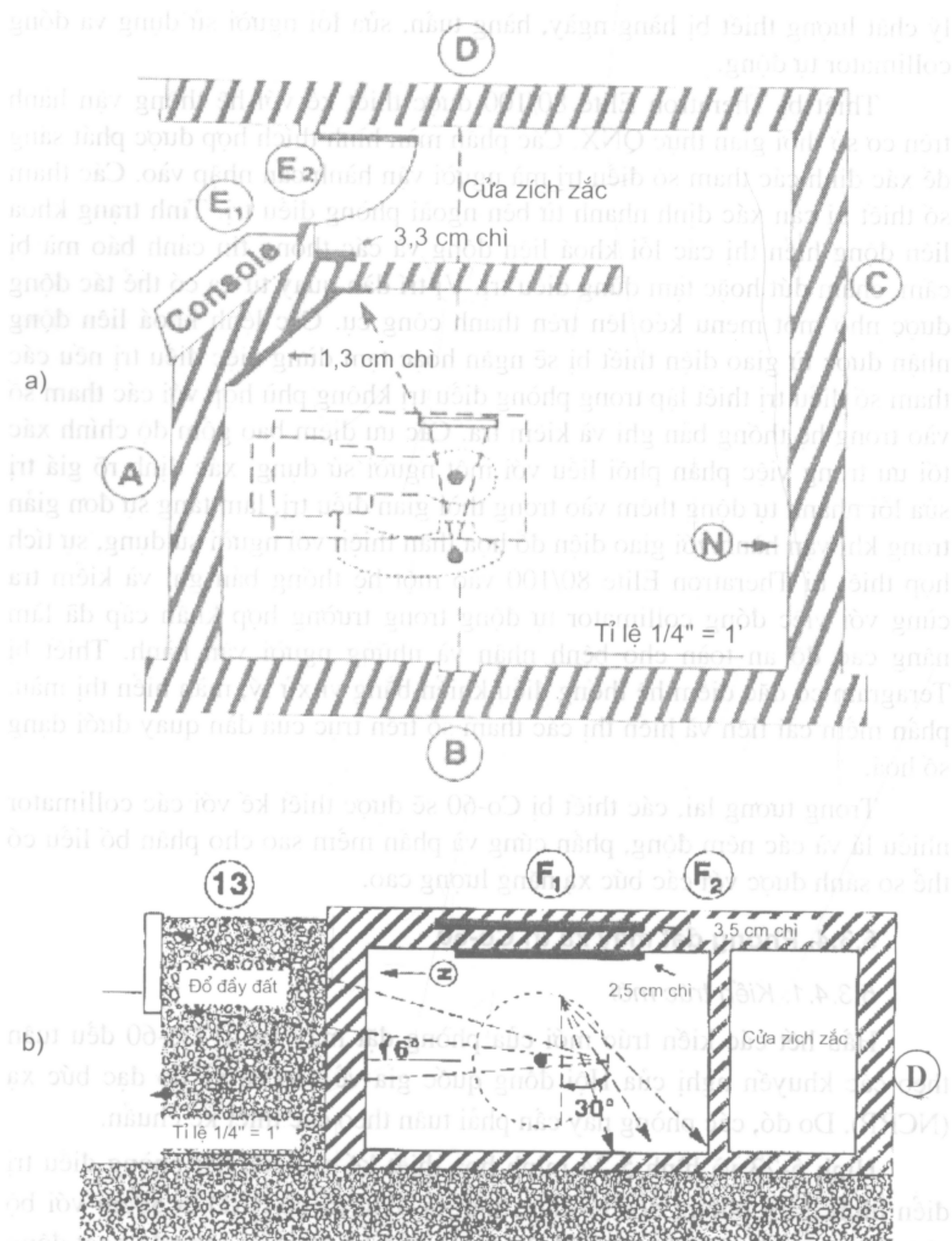
Trong tương lai, các thiết bị Co-60 sẽ được thiết kế với các collimator nhiều lá và các nêm động, phần cứng và phần mềm sao cho phân bố liều có thể so sánh được với các bức xạ năng lượng cao.

5.3.4. Phòng đặt máy xạ trị Co-60

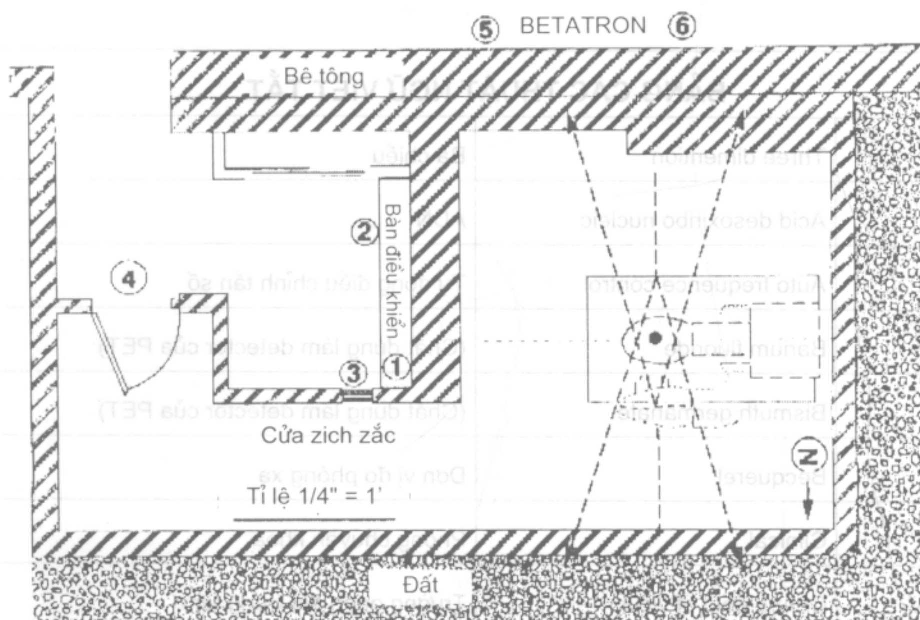
5.3.4.1. Kiến trúc mới

Hầu hết các kiến trúc mới của phòng đặt máy xạ trị Co-60 đều tuân theo các khuyến nghị của Hội đồng quốc gia về bảo vệ và đo đạc bức xạ (NCRP). Do đó, các phòng này cần phải tuân theo các thiết kế chuẩn.

Hình 5-23 và hình 5-24 minh hoạ thiết kế sàn của hai phòng điều trị điển hình. Mỗi phòng đều có một thiết bị điều trị có SAD là 80cm với bộ phận dừng chùm tia. Hai phòng này được thiết kế để chịu được độ hoạt động cực đại của nguồn tương ứng là 333 TBq (9000 Ci) và 370 TBq (10000 Ci). Hai phòng này (hình 5-23 và hình 5-24) đáp ứng các tiêu chuẩn thiết kế che chắn thông thường.



Hình 5-23: *(a) Bố trí phòng xạ trị với các che chắn và bảo vệ bức xạ. (b) Chi tiết kỹ thuật trong mặt phẳng quay của thiết bị Co-60 Theratron-1000.*



Hình 5-24: Một cách bố trí bảo vệ khác cho phòng xạ trị bằng Co-60.

5.3.4.2. Che chắn

Sự cần thiết tính toán che chắn cho một phòng có chứa máy Co-60 được quyết định bởi kích thước phòng, các che chắn đang tồn tại và vị trí đặt thiết bị. Sự tương ứng của lớp che chắn cần được tính toán dựa vào mức độ hoạt động của nguồn phóng xạ, khoảng cách SAD (thường là 100cm) và vị trí đặt thiết bị trong phòng. Ví dụ như phòng ở hình 5-23, kích thước 5,2 m × 7,0m, gồm 3 khu vực cần phải che chắn: (1) vị trí E_1, console vận hành; (2) vị trí E_2, cửa ra vào; (3) vị trí F_1, phòng làm việc ngay trên phòng đặt thiết bị điều trị.

BẢNG CÁC THUẬT NGỮ VIẾT TẮT		
3D	Three dimention	Ba chiều
ADN	Acid desoxiribo nucleic	ADN
AFC	Auto frequence control	Tự động điều chỉnh tần số
BaF2	Barium fluoride	(Chất dùng làm detector của PET)
BGO	Bismuth germanate	(Chất dùng làm detector của PET)
Bq	Becquerel	Đơn vị đo phóng xạ
C	Clinical	Phòng chuyên khoa
CFOV	Centre field of view	Trường quan sát trung tâm
Ci	Curie	Đơn vị đo phóng xạ
CNS	Centre nervous system	Hệ thần kinh trung ương
Co-60	Cobal-60	Đồng vị phóng xạ Coban-60
COR	Centre of rotation	Tâm quay
CRT	Catot ray tube	Ống tia catốt
CT	Computed tomography	Chụp cắt lớp điện toán
CT scanner	Computed tomography scanner	Máy chụp cắt lớp điện toán
CT simulator	Computed tomography simulator	Máy mô phỏng chụp cắt lớp điện toán
CTV	Clinical target volume	Thể tích bia lâm sàng
D	Dose	Liều
DR	Dose rate	Suất liều
FOV	Field of view	Trường quan sát

GSO	Gadolinium orthosilicat	(Chất dùng làm detector của PET)
GTV	Gross tumor volume	Thể tích khối u
Gy	Gray	Đơn vị đo liều xạ
HDR	High dose rate	Suất liều cao
IC	Intra cavity	Trong khoang
IL	Intratubular	Trong ống
IS		Trong kẽ
LDR	Low dose rate	Suất liều thấp
LINAC	Linear accelerator	Máy gia tốc tuyến tính
MA	Manual after loading	Nạp nguồn sau bằng tay
MH	Hot loading	Nạp nguồn nóng
MLC	Multileaf collimator	Bộ chuẩn trực đa lá
MRI	Magnetic resonance Imaging	Tạo ảnh cộng hưởng từ
MU	Monitor unit	Đơn vị giám sát
NaI	Sodium Iondide	(Chất dùng làm detector của PET)
OR		Phòng điều trị
P	Positioning	Cố định
PDD	Percentage deep dose	Liều sâu phần trăm
PDR	Pulse dose rate	Suất liều xung
PET	Positron emision Tomography	Tạo ảnh bằng phát xạ positron
PFN	Pulse fluctuation network	Mạch tạo xung
PHA	Pulse height analyzer	Bộ phân tích chiều cao xung

PMT	Photomultiplier tube	Ống nhân quang
PRF	Pulse repetition frequence	Tần số lặp lại xung
PTV	Planning target volume	Thể tích bia lập kế hoạch
R	Radiography	Chụp X-quang
RA	Remote after loading	Nạp nguồn sau từ xa
RF	Radio frequence	Tần số vô tuyến
Rm	Room	Phòng bệnh nhân
SAD	Source to axis distance	Khoảng cách từ nguồn tới tâm khối u trên trục chùm tia
SCD	Source to collimator Distance	Khoảng cách từ nguồn tới bộ chuẩn trực
SM	Surface	Bề mặt
SPECT	Single photon emission Computed Tomography	Tạo ảnh bằng phát xạ photon đơn
SSD	Source to surface distance	Khoảng cách từ nguồn tới da
TAR	Target air ratio	Tỷ số mô - không khí
TE	Transverse electric field	Điện trường ngang
TM	Transverse magnetic field	Từ trường ngang
TOF	Time of flying	Thời gian bay
UFOV	Useful field of view	Trường quan sát hữu ích

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. The Modern Technology of Rađiation Oncology. (A compendium for Medical Physicists and Rađiation Oncologist) – *Jacob Van Dyk - Medical Physics Publishing, 1999. ISBN 0-944838-38-3.*

2. A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerator in Rađiation Therapy – Second Edition – *C.J.Karzmark, Ph.D; Robert J. Mortion, M.S - Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 1998. ISBN 0-944838-66-9*

3. Rađiation Therapy Physics – Second Edition – *William R. Hendee, Ph.D; Geoffrey S. Ibbott, Ph.D – Mosby, 1996.*

4. Physical Principles of Medical Imaging - Second Edition – *Perry Sprawls, Jr., Ph.D , FACR - Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 2000.*

5. Linear Accelerators for Rađiation Therapy - Second Edition · *David Greene and Peter C. Williams – Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 1997. ISBN 0 7503 0476 6.*

6. Achieving Quality in BrachyTherapy -- *B. R. Thomadsen – Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 2000. ISBN 0 7503 05541.*

7. Handbook of Medical Imaging Processing and Analysis – *Editor in Chief Isaac N. Bankman – Applied Physics Laboratory Johns Hopkins University Laurent, Maryland – Academic Press.*

   Medical Physics and Biomedical Engineering – *B. H. Brown, R. H. SmalThePhlwood, D. C. Barber, P. V. Lawford and D. R. Hose - Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 2001. ISBN 0 7503 0368 9*

8. The Physics of Diagnostic Imaging - *David J.Dowsett, Patrick A. Kenny and R. Eugene Johnston – ARNOLD, 2001. ISBN 0 412460602.*

9. Rađiation Therapy Physics in practice - Second Edition - *J.R. Williams and D.I. Thwaites, Oxford University Press, 2000.*

10. Nuclear Medicine in Cancer Diagnosis – *Janet Feary – September 4/1999.*

11. Rađionuclide Therapy – *Jean Francois Chatal and Cornelis A Hoefnagel - September 11/1999.*

12. Rađiation Detection and Measurement - Third Edition - *Glenn F.Knoll, Jonn Wiley & Sons, Inc. 2000, ISBN 0-471-07338-5.*

13. The Physics of Three-dimentional Rađiation Therapy - *Steve Webb - Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 2001. ISBN 0-7503-0254-2 Pbk.*

Y HỌC HẠT NHÂN VÀ KỸ THUẬT XẠ TRỊ

NHÀ XUẤT BẢN BÁCH KHOA – HÀ NỘI
Số 1 – Đại Cồ Việt – Hà Nội
ĐT: 04. 8684569; Fax: 04. 8684570

Chịu trách nhiệm xuất bản:

Giám đốc: **LÊ CỘNG HOÀ**

Tổng biên tập: **TỐNG ĐÌNH QUỲ**

Biên tập: NGUYỄN THANH THUỶ

Chế bản và trình bày bìa: TRẦN THỊ PHƯƠNG

In 800 cuốn khổ 16 × 24cm tại Xưởng in Tin học và đời sống
Giấy phép xuất bản số: 473-2006/CXB/05-52/BKHN, cấp ngày 16/6/2006.
In xong và nộp lưu chiểu tháng 10/2006.

SÁCH CHÀO MỪNG 50 NĂM
TRƯỜNG ĐHBK HÀ NỘI



Giá: 27.500đ